

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS**

Sandra Mikuckytė

**ŽMOGAUS STUBURO DINAMINIO MODELIO SUDARYMAS IR
SKAITINIAI BEI EKSPERIMENTINIAI TYRIMAI**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Prof. habil. dr. Vytautas Ostaševičius

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

TVIRTINU

Katedros vedėjas
(parašas) Prof. dr. Vytautas Grigas
(data)

**ŽMOGAUS STUBURO DINAMINIO MODELIO SUDARYMAS IR
SKAITINIAI BEI EKSPERIMENTINIAI TYRIMAI**

Baigiamasis magistro projektas

Mechanikos inžinerija (621H30001)

Vadovas

(parašas) Prof. habil. dr. Vytautas Ostaševičius
(data)

Recenzentas

(parašas) Prof. habil. dr. Arvydas Palevičius
(data)

Projektą atliko

(parašas) Sandra Mikuckytė
(data)

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas

(Fakultetas)

Sandra Mikuckytė

(Studento vardas, pavardė)

Mechanikos inžinerija (621H30001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

„Žmogaus stuburo dinaminio modelio sudarymas ir skaitiniai bei eksperimentiniai tyrimai“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

2015 m. birželio 01 d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano, **Sandros Mikuckytės**, baigiamasis projektas tema „Žmogaus stuburo dinaminio modelio sudarymas ir skaitiniai bei eksperimentiniai tyrimai“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjusi.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

TURINYS

SANTRAUKA LIETUVIŲ KALBA	5
SANTRAUKA UŽSIENIO KALBA	6
MAGISTRANTŪROS STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS	7
ĮVADAS	8
1. LITERATŪROS APŽVALGA	10
1.1. Žmogaus stuburo sandara	10
1.2. Stuburo sistemos geometrinių ir mechaninių savybių tyrimai.....	12
1.3. Stuburo sistemos modeliavimas.....	14
1.3. Stuburo dinamikos modeliavimas.....	22
1.4. Stuburo dinamikos eksperimentiniai tyrimai	24
1.5. Darbo uždavinių formulavimas	27
2. STUBURO MODELIO SUDARYMAS	28
2.1. Tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelio sudarymas	28
2.2. Degeneruoto tarpslankstelinio disko modeliavimas	30
2.3. Stuburo T12–S1 dalies modelio sudarymas.....	32
3. SKAITINIAI STUBURO T12–S1 DALIES TYRIMAI.....	36
3.1. Stuburo lenkimo judesių modeliavimas.....	36
3.2. Tarpslankstelinio disko degeneracijos įtakos lenkimo judesiams tyrimams	38
3.3. Diskusija	44
4. TYRIMŲ PRAKTINIS ĮGYVENDINIMAS	45
4.1. Stuburo lenkimo eksperimentinis tyrimas	45
4.2. Stuburo treniruoklio veikimo principas	47
IŠVADOS.....	50
LITERATŪRA	51
PRIEDAI	56
1 Priedas. Literatūroje pateiktiems stuburo modeliams kurti naudotos medžiagų savybės.....	56

Mikuckytė, S. Žmogaus stuburo dinaminio modelio sudarymas ir skaitiniai bei eksperimentiniai tyrimai. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. habil. dr. Vytautas Ostaševičius; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas, Mechanikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 56 psl.

SANTRAUKA LIETUVIŲ KALBA

Santrauka

Žmogaus stuburas yra sudėtinga struktūra, kurios pagrindinės funkcijos yra išlaikyti kūno padėtį ir perduoti apkrovas, apsaugoti stuburo kanale esančias nugaros smegenis ir leisti žmogui atlikti įvairius judesius. Pasak Europos Komisijos tyrimo, net 67 mln. europiečių teigia patyrę nugaros skausmus. Žmogaus stuburo biomechanikos tyrimai yra svarbi neinvazinių stuburo reabilitacijos ir diagnostikos metodų kūrimo dalis.

Šiame baigiamajame magistro projekte pristatomi sukurti ir patikrinti erdviniai tarpšlankstelinio disko ir T12–S1 stuburo dalies baigtinių elementų modeliai. Naudojantis T12–S1 stuburo dalies baigtinių elementų modeliu, buvo iširta specifinių lenkimo priekinėje plokštumoje judesių įtaka šiai stuburo sistemos daliai esant skirtingiems tarpšlankstelių diskų degeneracijos laipsniams. Nustatyta, jog atliekant aprašytus lenkimo judesius tarpšlanksteliuose diskuose susidarantys įtempiai nėra dideli, tačiau jie žymiai padidėja (ypač tarpšlankstelių diskų minkštuosiuose branduoliuose) didėjant tarpšlankstelių diskų degeneracijos laipsniui.

Eksperimentinis tyrimas parodė, jog atliekant paprastą lenkimosi į šonus judesį nepavyksta aktyviai veikti apatinės stuburo dalies, todėl pristatomas treniruoklis, kurio poveikį žmogaus stuburo sistemai planuojama tirti.

Reikšminiai žodžiai:

Žmogaus stuburo modeliavimas, tarpšlankstelinio disko degeneracija, stuburo judesiai

Mikuckytė, S. Žmogaus stuburo dinaminio modelio sudarymas ir skaitiniai bei eksperimentiniai tyrimai. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. habil. dr. Vytautas Ostaševičius; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas, Mechanikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 56 psl.

SANTRAUKA UŽSIENIO KALBA

Summary

Human spine is a complex structure which provides support, protects the spinal cord and allows movements. According to the European Commission study, lower back pain is the most frequent type of pain in the EU. Understanding of human spine biomechanical behaviour is crucial in order to develop new human spine rehabilitation and diagnostics methods

The purpose of this Master thesis was to investigate the influence of intervertebral discs degeneration on specific spine bending movements. A three-dimensional finite element models of intervertebral disc and T12–S1 human spine segment were created and validated. The human spine segment model was used to evaluate the influence of intervertebral disc degeneration on intervertebral discs stresses and reaction moments caused by lateral bending movements. The results revealed that stresses induced by lateral bending movements in healthy intervertebral discs are low, but they significantly increase in the nucleus pulposus of degenerated intervertebral disc.

Experimental research of human spine lateral bending indicated that lower spine is insufficiently stimulated by simple lateral bending movements and it is supposed that special spine training equipment could be used to achieve better quality of lumbar spine stimulation.

Keywords:

Human spine modeling, intervertebral disc degeneration, spine movements

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS**

Tvirtinu:

Mechanikos inžinerijos
katedros vedėjas

prof. Vytautas Grigas

MAGISTRANTŪROS STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS
Studijų programa MECHANIKOS INŽINERIJA

Magistrantūros studijų, kurias baigus įgyjamas magistro kvalifikacinis laipsnis, baigiamasis darbas yra mokslinio tiriamojo ar taikomojo pobūdžio darbas (projektas), kuriam atlikti ir apginti skiriama 30 kreditų. Šiuo darbu studentas turi parodyti, kad yra pagilinęs ir papildęs pagrindinėse studijose įgytas žinias, yra įgijęs pakankamai gebėjimų formuluoti ir spręsti aktualią problemą, turėdamas ribotą ir (arba) prieštaringą informaciją, savarankiškai atlikti mokslinius ar taikomuosius tyrimus ir tinkamai interpretuoti duomenis. Baigiamuoju darbu bei jo gynimu studentas turi parodyti savo kūrybingumą, gebėjimą taikyti fundamentines mokslo žinias, socialinės bei komercinės aplinkos, teisės aktų ir finansinių galimybių išmanymą, informacijos šaltinių paieškos ir kvalifikuotos jų analizės įgūdžius, skaičiuojamųjų metodų ir specializuotos programinės įrangos bei bendrosios paskirties informacinių technologijų naudojimo įgūdžius, taisyklingos kalbos vartosenos įgūdžius, gebėjimą tinkamai formuluoti išvadas.

1. Darbo tema Žmogaus stuburo dinaminio modelio sudarymas ir skaitiniai bei eksperimentiniai tyrimai

Patvirtinta 2015 m. gegužės mėn. 11 d. dekanų potvarkiu Nr. ST17-F-11-2

2. Darbo tikslas Ištirti specifinių lenkimo priekinėje plokštumoje judesių įtaką stuburo sistemos T12-S1 daliai esant skirtingiems tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsniams

3. Darbo struktūra Magistro baigiamąjį darbą sudaro įvadas, 4 skyriai, išvados, literatūros sąrašas ir priedas. Darbo apimtis yra 56 puslapiai, 38 paveikslai ir 6 lentelės.

4. Reikalavimai ir sąlygos Sudaryti stuburo dalies baigtinių elementų modelį, kuriuo būtų galima atlikti tarpslankstelių diskų degeneracijos poveikio lenkimo judesiams tyrimą. Nustatyti lenkimo judesių poveikį tiriamai stuburo daliai esant skirtingiems tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsniams. Atlikti eksperimentinius stuburo lenkimo tyrimus ir aptarti stuburo treniruoklio panaudojimo galimybes.

5. Darbo pateikimo terminas 2015 m. birželio mėn. 1 d.

6. Ši užduotis yra neatskiriama baigiamojo darbo dalis

Išduota studentui Sandrai Mikuckytei

Užduotį gavau Sandra Mikuckytė

(studento vardas, pavardė)

2015-06-01

(parašas, data)

Vadovas prof. V. Ostaševičius

(pareigos, vardas, pavardė)

2015-06-01

(parašas, data)

IVADAS

Žmogaus stuburas yra labai sudėtinga struktūra, kurios pagrindinės funkcijos yra išlaikyti kūno padėtį ir perduoti apkrovas nuo galvos ir liemens dubens link, apsaugoti stuburo kanale esančias nugaros smegenis ir leisti žmogui atlikti įvairius judesius. Žmogaus kaulų ir raumenų sistema nėra pritaikyta darbui ilgalaikėje statinėje (pavyzdžiui, sėdint ar stovint) padėtyje, taigi šiuolaikinis gyvenimo būdas lemia vis didėjantį stuburo problemų skaičių. Europos Komisijos studijoje [11] teigiama, kad net 67 mln. ES gyventojų yra patyrę nugaros skausmus ir tai yra dažniausia europiečių patiriamo skausmo rūšis.

Pagrindinė stuburo problemų priežastis yra mechaninės apkrovos, tačiau genetika, senėjimas ir socialiniai veiksniai taip pat turi įtakos stuburo pažeidimų formavimuisi. Genai gali lemti stuburo audinių biocheminę sandarą, atsinaujinimo procesų greitį, taip pat ir stuburo geometrinės formos ypatybes. Senstant pastebimas proteoglikanų, baltymų, kurie lemia vandens patekimą į tarpslankstelinį diską ir išsilaikymą jame, nykimą, taip pat silpsta skaidulinio žiedo kolageniniai pluoštai. Vanduo lemia didesnę tarpslankstelinio disko atsparumą gniuždymui, be to, kartu su vandeniu į tarpslankstelinį diską difunduoja ir reikalingos maisto medžiagos, taigi sumažėjęs vandens kiekis tarpslanksteliniam diske lemia pablogėjusį disko maitinimą, o kartu ir didesnę disko degeneraciją [2].

Stuburo problemos yra gydomos medikamentiškai bei chirurgiškai, taip pat galimi ir įvairūs neinvaziniai gydymo metodai: mankšta, masažai ir kt. Neinvaziniai stuburo gydymo metodai yra svarbūs, nes gali būti naudojami ne tik chirurginiam gydymui išvengti, bet ir greitesnei reabilitacijai po jo. Stuburo sistemos biomechaninės elgsenos suvokimas yra svarbus veiksnys, kuriant neinvazines stuburo diagnostikos ir reabilitacijos priemones.

Šio magistro baigiamojo projekto tikslas yra ištirti specifinių lenkimo priekinėje plokštumoje judesių įtaką stuburo sistemos T12-S1 daliai esant skirtingiems tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsniams. Šiam tikslui pasiekti suformuluoti tokie uždaviniai:

1. Sudaryti tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelį ir nustatyti jo tinkamumą tiksliais rezultatams gauti.
2. Sudaryti stuburo T12–S1 dalies baigtinių elementų modelį ir nustatyti jo tinkamumą tiksliais rezultatams gauti.
3. Ištirti tarpslankstelių diskų degeneracijos įtaką stuburo T12–S1 dalies elementams lenkimo judesio metu.
4. Atlikti eksperimentinį lenkimo priekinėje plokštumoje tyrimą.

5. Remiantis gautais tyrimų rezultatais įvertinti kuriamo stuburo treniruoklio panaudojimo galimybes.

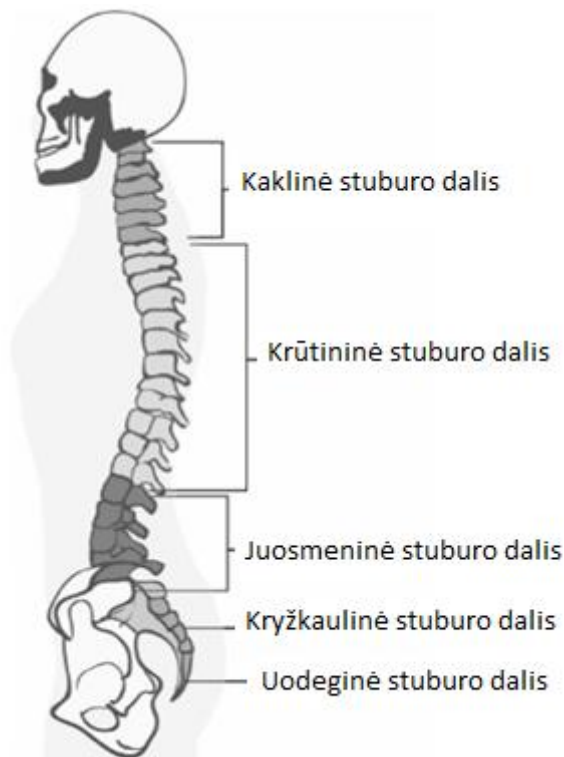
Darbo naujumas:

1. Tiriamas specifinio lenkimo priekinėje plokštumoje judesio įtaka žmogaus stuburo sistemai bei įvertinama tarplankstelių diskų degeneracijos įtaka.

1. LITERATŪROS APŽVALGA

1.1. Žmogaus stuburo sandara

Žmogaus stuburą įprastai sudaro 31–35 slanksteliai: 7 kaklo slanksteliai (C1–C7), 12 krūtinės srities slankstelių (T1–T12), 5 juosmens slanksteliai (L1–L5), 5 kryžmens slanksteliai (S1–S5) ir 1–5 stuburgalio slanksteliai (1.1 pav.). Kryžmens slanksteliai suaugę į vieną kaulą – kryžkaulį, o stuburgalio slanksteliai – į uodegikaulį. Slankstelis turi masyvų kūną, lanką ir ataugas, tarp slankstelio kūno ir lanko yra anga. Iš šių angų sudarytas nugaros kanalas, kuriame yra nugaros smegenys. Slankstelių forma ir dydis skirtingose stuburo srityse skiriasi. Pirmieji kaklo srities slanksteliai: C1 (atlantas) ir C2 (ašinis), nuo kitų slankstelių gerokai skiriasi savo forma: atlantas neturi kūno, o ašinis slankstelis turi su kūnu suaugusią kaulinę ataugą, vadinamą dančių, kuri su atlanto priekiniu lanku sudaro sąnarį ir leidžia sukioti galvą. Juosmeninės dalies slanksteliai yra masyvesni už viršutinius, kadangi jiems tenka didesnė veikiančių apkrovų dalis [12].



1.1 pav. Žmogaus stuburas [29]

Kaklo, krūtinės ir juosmens slanksteliai tarpusavyje jungiasi pusiau paslankiomis kremzlinėmis jungtimis – tarpslanksteliniais diskais bei tarp slankstelio ataugų esančiomis sąnarinėmis jungtimis, kurių padėtis turi didelės įtakos stuburo stabilumui ir mobilumui ir skirtingose stuburo dalyse yra nevienoda [12].

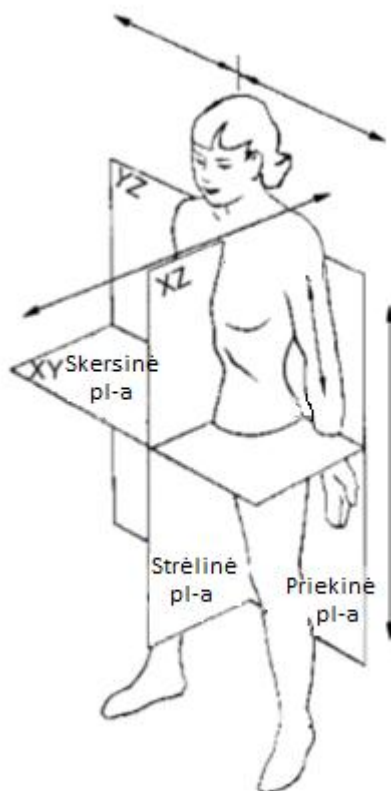
Stuburo tarpslankstelinis diskas yra sudarytas iš skaidulinio žiedo (*annulus fibrosus*) ir gelinio minkštojo branduolio (*nucleus pulposus*) bei iš abiejų pusių dengiamas kremzlinių galinių plokštelių (*vertebral endplate*) (1.2 pav.). 70–88 proc. jauno sveiko žmogaus minkštojo branduolio sudaro vanduo, kuris svarbus slopinant stuburo sistemą veikiančius smūgius. Nespūdus branduolys yra gaubiamas tampraus skaidulinio žiedo. Tokia tarpslankstelinio disko sandara leidžia keistis jo formai ir užtikrina tarpslankstelinį judesių galimybę. Skaiduliniame žiede yra koncentriniai kolageno sluoksniai, kurių skaidulų pluoštai yra orientuoti maždaug 30° kryptimi vienas kito atžvilgiu. Skaiduliniai pluoštai yra prisitvirtinę prie galinių plokštelių ir slankstelių sienelių ir taip sujungia slankstelius su tarp jų esančiu disku [4].



1.2 pav. Žmogus stuburo tarpslankstelinio disko sandara [41]

Prie stuburo ataugų yra prisitvirtinę įvairūs raiščiai ir raumenys. Išskiriami priekinis išilginis, užpakalinis išilginis, geltonieji, antketeriniai, tarpketeriniai ir tarpketeriniai raiščiai. Raiščiai palaiko stuburą, užtikrina jo stabilumą. Priekinis ir užpakalinis išilginiai raiščiai taip pat jungia slankstelius, varžo lenkimo judesius ir taip apsaugo tarpslankstelinius diskus nuo per didelių deformacijų. Geltonieji raiščiai visada yra tempiami (išskyrus labai didelio lenkimosi atgal atvejį) ir priešinasi lenkimui į priekį. Visi raiščiai pasižymi netiesinėmis tempimo charakteristikomis, didėjant apkrovai jų deformacijos taip pat pradeda smarkiai didėti. Skirtingų raiščių ribinės apkrovos yra skirtingos. Raumenys judina liemenį tiesiogiai arba netiesiogiai perduodamos jėgas stuburui. Skirtingos raumenų grupės yra atsakingos už skirtingus stuburo judesius [4].

Nagrinėjant žmogaus stuburo sistemos judesius, svarbu apibrėžti koordinačių sistemą, kurioje jie yra nagrinėjami. Žmogaus stuburo judesiams apibrėžti naudojamą koordinačių sistemą sudaro trys plokštumos (1.3 pav.). Sagitalinė arba strėlinė plokštuma dalija kūną į dešinę ir kairę puses ir joje apibūdinamas lenkimas į priekį bei atgal. Priekinė plokštuma dalija kūną į priekį bei nugarą ir yra naudojama apibūdinti lenkimosi į kairę ir dešinę judesius. Skersinė plokštuma dalija žmogaus kūną į apatinę ir viršutinę dalis ir joje apibūdinamas sukimasis prieš arba pagal laikrodžio rodyklę. Vienu metu naudojantis visomis šiomis plokštumomis galima apibūdinti visus stuburo judesius [29].



1.3 pav. Žmogaus stuburo nagrinėjimo koordinačių sistema [29]

1.2. Stuburo sistemos geometriinių ir mechaninių savybių tyrimai

Žmogaus stuburo sistemos geometrija yra sudėtinga, todėl tikslus jos atkūrimas nėra paprasta užduotis. Tiksli stuburo dalių geometrija reikalinga gaminant įvairius stuburo sistemos implantus, ji taip pat naudojama ir kuriant stuburo baigtinių elementų modelius. Žmogaus stuburo ar jo dalies geometrijai sudaryti ar jos parametrams išmatuoti naudojamos įvairios priemonės: rentgeno spinduliai, magnetinis rezonansas, kompiuterinė tomografija. Pavyzdžiui, S. H. Zhou ir kt. [51] pristato 126

subjektų stuburo juosmeninės dalies slankstelių ir tarpslankstelinio diskų pagrindinių geometrinių parametrų, kurie buvo išmatuoti naudojantis kompiuterinės tomografijos vaizdais, statistinę analizę; E. B. van der Houwen ir kt. [47], siekdami papildyti dirbtinių tarpslankstelinio diskų gamybai reikalingas žinias apie tarpslankstelinio diskų formą ir naudodami kompiuterinės tomografijos priemones, tyrė 77 subjektų tarpslankstelinio diskų geometriją. N. Campbell-Kyureghian ir kt. [6] naudodami magnetinio rezonanso vaizdus (MRI) tyrė žmogaus stuburo geometriją, siekdami sukurti metodą, kuriuo, naudojantis išorinių matavimų duomenimis, būtų galima nuspėti stuburo juosmeninės srities linkio formą. R. Haq ir kt. [15] naudodami magnetinio rezonanso metodu gautus vaizdus sukūrė metodą, skirtą sudaryti tikslius sveikų ir pažeistų tarpslankstelinio diskų kompiuterinius modelius.

Taip pat reikia atkreipti dėmesį, jog kiekvieno žmogaus stuburo geometrija yra savita. Stuburo sistemos baigtinių elementų analizėse dažniausiai naudojama viena konkreti stuburo geometrija, eksperimentiniuose tyrimuose taip pat geriausiu atveju nagrinėjami tik keliasdešimties ar kelių šimtų subjektų duomenys. Todėl yra svarbu nustatyti, kurie geometriniai parametrai atskirais atvejais turi daugiausiai įtakos tyrimų rezultatams. Pavyzdžiui, G. J. M. Meijer ir kt. [31] tyrė stuburo slankstelio aukščio, tarpslankstelinio disko aukščio, galinių plokštelių pločio, tarpslankstelinio disko minkštojo branduolio dydžio iš kitų geometrinių parametrų įtaką stuburo sistemos standumui. Tyrimo metu naudotas L3–L4 stuburo segmento baigtinių elementų modelis. Teigiama, jog didžiausią įtaką šios stuburo dalies standumui turi tarpslankstelinio disko aukštis. Esant maksimaliam disko aukščiui, stuburo funkcinio vieneto standumas sumažėja apie 75-86 proc. lyginant su vidutiniu funkcinio vieneto standumu. Taigi modeliuojant atskiro subjekto stuburo sistemą, tarpslankstelinio diskų aukštis turi būti tinkamai įvertintas.

F. Niemeyer ir kt. [34] taip pat atliko pilnai parametrizuoto supaprastintos geometrijos L3–L4 stuburo segmento jautrumo analizę. Buvo siekiama nustatyti keturiasdešimties geometrinių parametrų įtaką vidiniam tarpslankstelinio disko slėgiui, galimiems stuburo sistemos dalies judesiams bei sąnarių jungčių kontaktinėms jėgoms. Nustatyta, jog svarbiausi parametrai yra tarpslankstelinio disko aukštis ir galinių plokštelių plotis, be to, pabrėžiama ir sąnarių jungčių padėties reikšmė.

Sudarant baigtinių elementų modelius, tokių analizų rezultatai yra svarbūs ir todėl, kad, naudojantis gautomis žiniomis, priklausomai nuo analizės tikslo tam tikrų stuburo sistemos elementų geometriją galima supaprastinti ir sumažinti reikalingus kompiuterinius rezultatus ar skaičiavimo laiką.

Sudarant stuburo sistemos matematinius modelius ir siekiant suprasti žmogaus stuburo biomechaninę elgseną, svarbu yra žinoti kaip galima tikslesnes stuburo sistemos dalių mechanines medžiagų savybes. Medžiagų savybių tyrimuose naudojami ne tik žmogaus, bet ir šuns, jaučio ar

kiaulės stuburo audiniai. Pavyzdžiui, D. Perie ir kt. [36], atlikdami jaučio tarpslankstelinio disko skaidulinio žiedo ir minkštojo branduolio gniuždymo bandymus ir remdamiesi dvifaziu medžiagos modeliu, siekė nustatyti medžiagų gniuždymo modulį ir skysčio pralaidumo koeficientą. Gauta, jog minkštojo branduolio gniuždymo modulis ($H_{A0} = 0,31 \pm 0,04$ MPa,) yra mažesnis nei skaidulinio žiedo ($H_{A0} = 0,74 \pm 0,13$ MPa,), o skysčio pralaidumas – didesnis (atitinkamai $k_0 = 0,67 \pm 0,09 \cdot 10^{-15} \text{ m}^4/\text{Ns}$ ir $k_0 = 0,23 \pm 0,19 \cdot 10^{-15} \text{ m}^4/\text{Ns}$). Šias medžiagos savybes tyrė ir kiti mokslininkai, o jų gauti rezultatai pakankamai svyruoja dėl naudojamų skirtingų bandinių ir eksperimentų metodologijos. S. M. Klisch ir J. C. Lotz [23] gniuždymo bandymus atliko naudodami žmogaus tarpslankstelinio disko skaidulinių žiedų bandinius ir, pritaikę dvifazės medžiagos modelį, nustatė įvairias medžiagos savybes, taip pat ir jau minėtą gniuždymo modulį ($H_{A0} = 0,116 \pm 0,127$ MPa) ir skysčio pralaidumo koeficientą ($k_0 = 0,013 \pm 0,015 \cdot 10^{-15} \text{ m}^4/\text{Ns}$).

M. A. Adams ir kt. [1] aprašė įtempių pasiskirstymą tarpslanksteliniam diske gniuždymo apkrovų metu, A. J. Michalek ir kt. [32] tyrė tarpslankstelinio disko skaiduliniame žiede esančius liekamuosius įtempius. Teigiama, jog, sudarant skaidulinio žiedo medžiagos modelius, dažniausiai laikoma, kad skaiduliniame žiede įtempių nėra, kol jo neveikia išorinės jėgos, tačiau iš tiesų jame yra dideli liekamieji įtempiai. Vidiniuose skaidulinio žiedo sluoksniuose veikia gniuždymo, o išoriniuose sluoksniuose tempimo įtempiai ir jie turėtų būti įvertinti tiriant dėl išorinių apkrovų tarpslanksteliniam diske susidarancius įtempius.

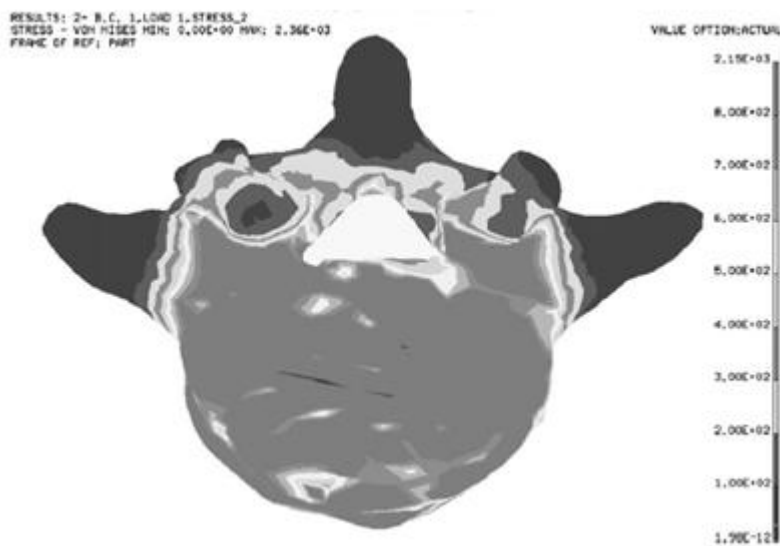
Taigi stuburo mechaninių savybių ir geometrijos tyrimai leidžia tiksliau įvertinti žmogaus stuburo biomechaninę elgseną.

1.3. Stuburo sistemos modeliavimas

Biomechanikoje baigtinių elementų metodas pirmą kartą buvo panaudotas 1972 m. tiriant įtempių ir deformacijų pasiskirstymą šlaunikaulyje [5]. Šiuo metu baigtinių elementų analizė yra dažnai naudojama stuburo tyrimuose, kadangi taip galima nustatyti žmogaus stuburo sistemos savybes, kurias yra sunku nustatyti eksperimentiškai. Baigtinių elementų metodu atliekamos ir paprastos vieno slankstelio savybių analizės ir sprendžiami ir daug kompleksiškesni uždaviniai.

Paprasčiausią baigtinių elementų metodo pritaikymo sprendžiant stuburo biomechanikos uždavinius aprašo F. Nabhani ir M. Wake [33]. Mokslininkai, siekdami nustatyti mechanines nugaros skausmo priežastis, sudarė ketvirtojo ir penktojo juosmens slankstelių baigtinių elementų modelius, susidedančius iš išorinio tankaus kaulinio sluoksnio ir akyto vidinio sluoksnio. Teigiama, jog didžiausi

įtempiai susidaro slankstelio ataugose ir slankstelio kūno centriniuose paviršiuose (1.4 pav.), taip pat pastebėta, jog slanksteliai elgiasi kaip dirbtinės sluoksninės medžiagos: išorinis slankstelio sluoksnis yra sunkiai deformuojamas ir atsparus dilimui, o vidinis yra tamprus ir lengviau deformuojamas.

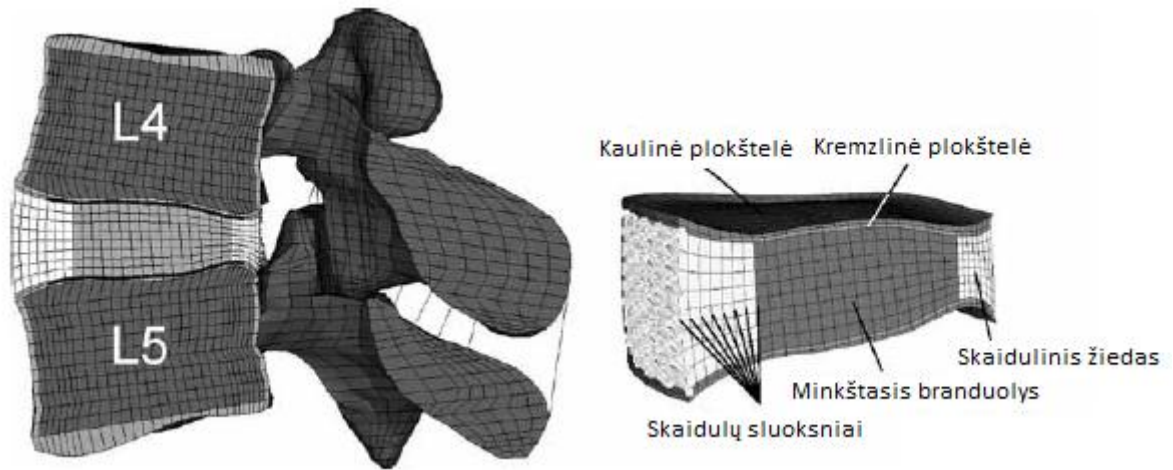


1.4 pav. Ekvivalentinių įtempių pasiskirstymas L5 slankstelyje [33]

Dažniausiai modeliuojant žmogaus stuburo sistemą yra koncentruojamasi į juosmens arba kaklo stuburo dalies tyrimus, kadangi juosmens slanksteliai patiria didžiausias apkrovas ir jų bei tarp jų esančių tarpslankstelinio disko pažeidimai dažniausiai lemia nugaros skausmus, o kaklo sritis dažnai yra pažeidžiama avarijų metu, ir siekiama nustatyti atsirandančius įtempius bei deformacijas.

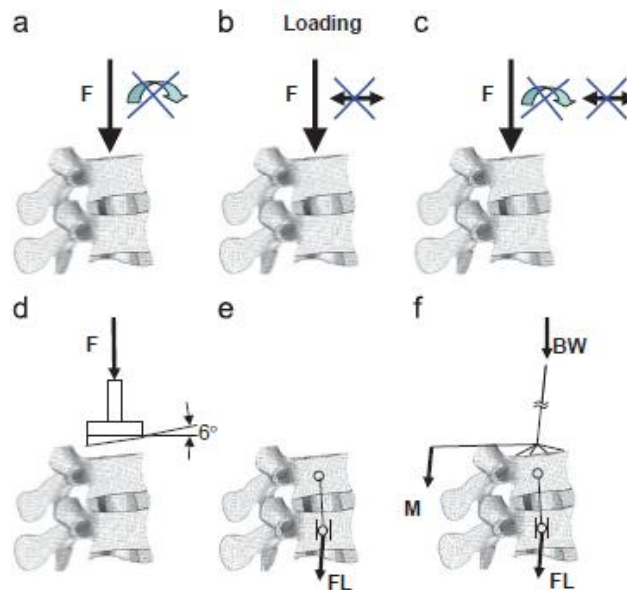
B. Weisse ir kt. [50] tyrimo tikslas buvo nustatyti L4–L5 stuburo dalies standumą ir gautus parametrus panaudoti viso stuburo modelio sudarymui. Kuriant modelį buvo įvertinti medžiagų ir geometrijos netiesiškumai, stuburo raiščių bei sąvarinių jungčių įtaka, o gauti standumo koeficientai, kaip teigia autoriai, pakankamu tikslumu atitinka kitų mokslininkų aprašytus *in vitro* eksperimentų rezultatus.

H. Schmidt ir kt. [39] taip pat nagrinėjo stuburo juosmeninės dalies slankstelių L4–L5 modelį (1.5 pav.), kuriuo buvo siekta nustatyti atsaką į sistemą veikiančias sudėtingas apkrovas. Tarpslankstelinio disko branduolys ir skaidulinio žiedo pagrindas buvo modeliuojami naudojantis Mooney-Rivlin hiperelastinės medžiagos modeliu, o skaidulinių sluoksnių savybės aprašytos netiesine įtempių-deformacijų priklausomybe. Atlikus skaičiavimus gauta, jog didžiausi šlyties įtempiai bei skaidulinio žiedo deformacijos atsiranda galinėje tarpslankstelinio disko dalyje ties apatine galine plokštele, kai vienu metu veikia keli skirtingose plokštumose veikiančys lenkimo momentai.



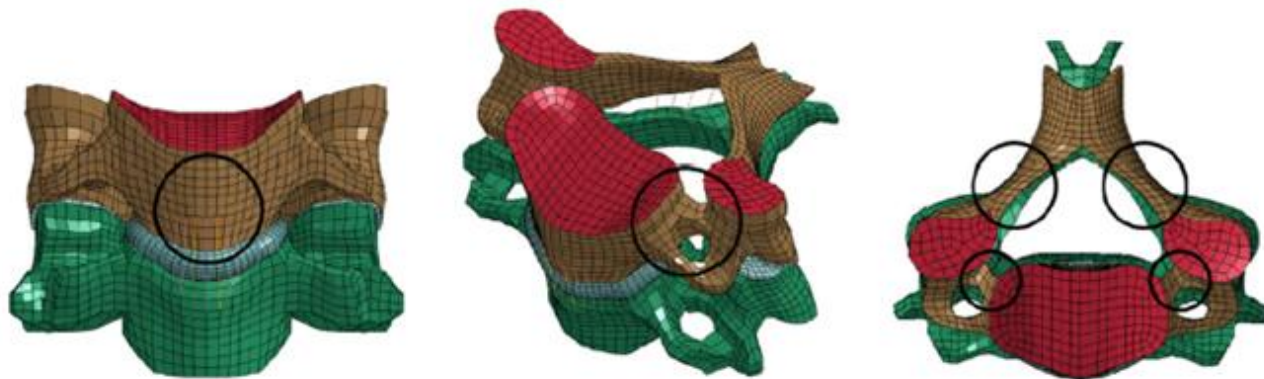
1.5 pav. L4–L5 funkcinio stuburo vieneto baigtinių elementų modelis [40]

A. Rohlmann ir kt. [38] siekė nustatyti, koku būdu pridėjus išorines apkrovas galima tiksliausiai sumodeliuoti juosmeninės stuburo dalies padėtį žmogui stovint. Buvo tiriami tarpslanksteliniai posūkiai, tarpslankstelinų diskų slėgiai ir sąvarnių jungčių jėgos esant skirtingiems apkrovų variantams (1.6 pav.). Teigiama, jog skirtingai modeliuojant veikiančias jėgas, gauti tarpslanksteliniai posūkiai skiriasi iki 8°, o sąvarninių jungčių jėgos kinta nuo 0 iki 80 N, tačiau tarpslankstelinų diskų slėgis kinta nežymiai. Taip pat nustatyta, jog gauti rezultatai geriausiai atitinka eksperimentinius duomenis, kai pridėdama kreipiančioji jėga (1.6 pav. e)).



1.6 pav. Stuburo funkcinio vieneto apkrovimo schemas [38]

J. A. DeWit ir D. S. Cronin [9] tyrė kaklinės stuburo dalies atsaką į smūgines apkrovas. Tempimo ir lenkimo modeliavimas buvo atliktas naudojantis C4–C5 stuburo funkcinio vieneto baigtinių elementų modeliu, o gniuždymo skaičiavimai – C5–C7 modeliu. Slanksteliai ir tarpslanksteliniai diskai modeliuoti naudojant kietakūnio ir kevalo tipo elementus, o raiščiai netiesinius tempimo elementus. Teigiama, jog nustatytos pažeidimų vietos (1.7 pav.) atitinka dažniausiai traumų metu pažeidžiamas vietas, o apskaičiuotos ribinės apkrovos yra panašios į gautas eksperimentų metu.

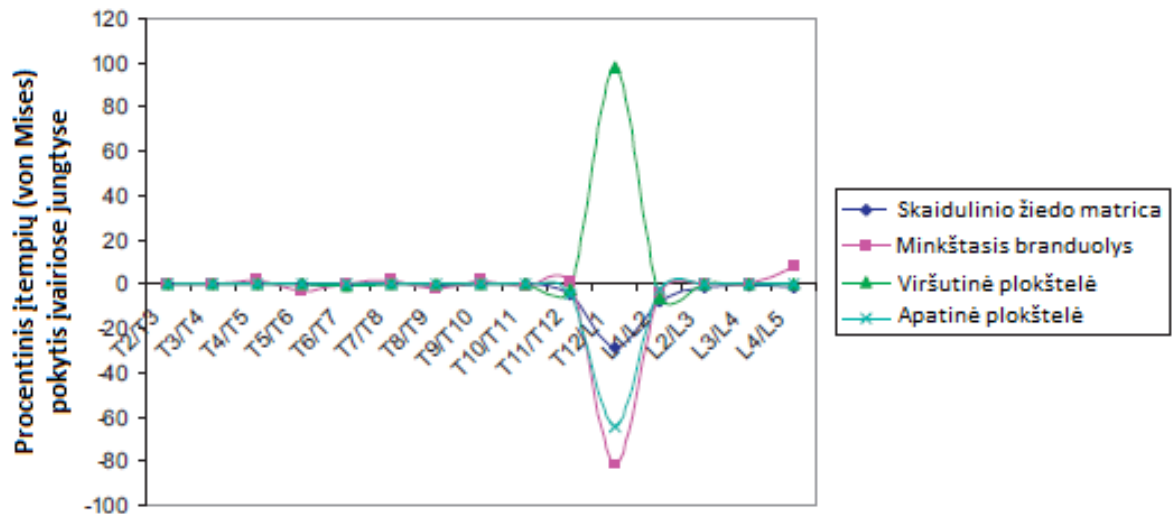


1.7 pav. Dėl lenkimo pirmyn ir atgal apkrovų susidariusios įtrūkimų vietos [9]

E. C. Teo ir H. W. Ng [45] aprašė erdvinį kaklinės stuburo dalies modelį, kuriuo siekiama nustatyti raiščių ir tarpslankstelinio disko bei sąnarinę jungčių įtaką sistemos standumui. Teigiama, jog sistemą veikiančios jėgos ir nagrinėjamoje stuburo dalyje įvykstančių poslinkių priklausomybė yra netiesinė – didėjant apkrovai sistemos standumas didėja. Pastebėta, jog lyginant rezultatus, gautus naudojant baigtinių elementų modelį, iš kurio buvo pašalintas minkštasis branduolys, su pradiniu modeliu gautais rezultatais, pastaruoju atveju sumažėja jėgų paskirstymo tolygumas. Taip pat teigiama, jog gniuždymo metu minkštąjį branduolį veikia didžiausia apkrovos dalis, o lenkimo metu jis lemia pradinį stuburo kaklo srities stabilumą, ir nustatyta, jog raiščiai ypač svarbūs tampa priešintis lenkimo į priekį apkrovoms, o sąnarinės jungtys – gniuždymo ir lenkimo atgal metu.

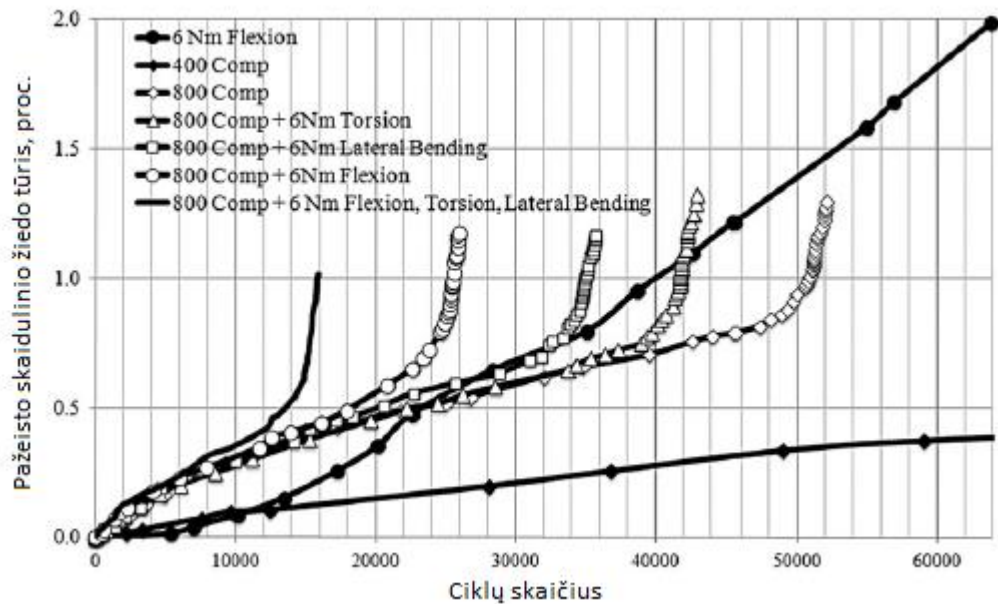
Literatūroje aprašomas ne tik sveiko, bet ir pažeisto stuburo modeliavimas, tais atvejais dažniausiai siekiama išsiaiškinti pažeidimų įtaką stuburo sistemos darbui. Pavyzdžiui, Jebaseelan ir kt. [21] aprašė vaiko stuburo krūtinės ir juosmens slankstelių modelį, kurį mokslininkai naudojo siekdami nustatyti tarpslankstelinio disko infekcijos sukeltų pažeidimų poveikį. Pažeidimas modeliuotas T12–L1 stuburo dalyje, viršutinį slankstelį šiek tiek nuleidžiant žemyn. Teigiama, jog gniuždymo metu pažeistos jungties vietoje esančio tarpslankstelinio disko minkštajame branduolyje, skaiduliniame

žiede, o ypač viršutinėje galinėje plokštelėje padidėja įtempiai (1.8 pav.), o lenkimo į priekį metu net 143 proc. padidėja galinių raiščių deformacijos.



1.8 pav. Ekvivalentinių įtempių procentiniai pokyčiai tarpslankstelinuose diskuose [21]

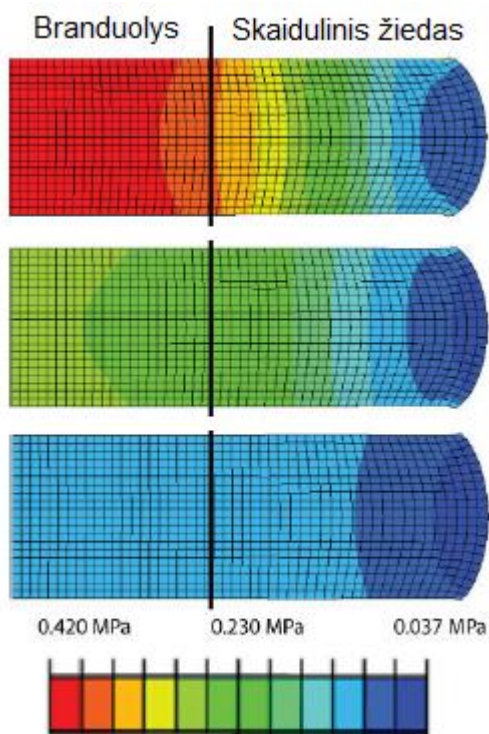
Baigtinių elementų metodu taip pat galima lengviau atlikti stuburo elementų nuovargio analizę ir nustatyti pažeidimų kaupimosi dėsninumus nei tai būtų įmanoma padaryti eksperimentiškai. M. Quasim ir kt. [37] aprašo juosmens dalies funkcinio stuburo vieneto modelį, kuriuo siekiama nustatyti tarpslankstelinio disko pažeidimų formavimosi ir plitimo procesą ciklinių apkrovų metu. Teigiama, jog pažeidimai pirmiausia susidaro tarpslankstelinio disko skaidulinio žiedo galinėje dalyje, o vėliau pradeda plisti į priekinę dalį ir galines plokšteles, tačiau didžioji dalis pažeidimų ir toliau kaupiasi galinėje skaidulinio žiedo dalyje. Gauti rezultatai rodo, jog, nepaisant apkrovimo ciklų skaičiaus, veikiant tik lenkimo momentui (6 Nm) ir nesant žymesnės gniuždymo jėgos, mažai tikėtina, jog diskas bus kritiškai pažeistas (1.9 pav.).



1.9 pav. Skaidulinio žiedo pažeidimų tūrio priklausomybė nuo apkrovimų ciklo skaičiaus [37]

Taip pat tiriamas ir stuburo sistemos pokytis paros ciklo metu. Teigiama, jog paros ciklo metu dėl skysčio tekėjimo iš tarpslankstelinio disko ir į jį disko aukštis gali pasikeisti 1-2 mm [3]. Skysčio tekėjimas yra svarbus veiksnys, lemiantis tarpslankstelinio disko formą ir galimybes atlikti savo funkcijas. Vandens netekimas lemia pablogėjusį disko maitinimą, o kartu ir didesnę disko degeneracijos tikimybę, todėl vis dažniau modeliuojant tarpslankstelinius diskus pritaikoma poroelastinių medžiagų teorija, siekiant nustatyti skysčių tekėjimo greitį ir jo slėgį disko viduje.

Ch. J. Massey ir kt. [30] tyrė skirtingo degeneracijos laipsnio tarpslankstelinio disko reakciją į apkrovas paros ciklo metu (16 val. trukmės 0,5 MPa apkrova ir 8 val. atstatomoji 0,1 MPa apkrova). Sukurtas poroelastinis baigtinių elementų modelis, įvertinantis tarpslankstelinį diską veikiantį osmosinį slėgį. Modeliuojamas juosmeninės srities L3-L4 slankstelių segmentas ir tarp jų esantis tarpslankstelinis diskas, kurio branduoliui, skaiduliniam žiedui ir galinėms plokštelėms priskiriamos atitinkamos medžiagos savybės. Keičiant tamprumo modulio ir Puasono koeficiento reikšmes, modeliuojami skirtingo degeneracijos laipsnio tarpslanksteliniai diskai. Teigiama, jog disko degeneracija smarkiai lemia disko mechaninę elgseną: didėjant disko degeneracijos laipsniui, ėtempiai skaiduliniam žiede padidėjo nuo 0,2 iki 0,4 MPa, o minkštajame branduolyje nuo 1,2 iki 1,6 MPa. Osmosinis slėgis didėjant disko degeneracijos laipsniui mažėja, todėl diskui vis sunkiau pavyksta atstatyti apkrovimo metu prarastą skystį (1.10 pav.).



1.10 pav. Osmosinio slėgio pasiskirstymas tarpslanksteliniam diske: viršuje parodytas pirmojo degeneracijos laipsnio (sveikas) diskas, viduryje – trečiojo degeneracijos laipsnio, o apačioje – penktojo degeneracijos laipsnio tarpslankstelinis diskas [30]

A. Maladrino ir kt. [27] tyrė tarpslankstelinio disko skaidulinio žiedo, branduolio, galinių plokštelių bei slankstelių kaulinio audinio skysčio pralaidumo bei skaidulinio žiedo bei branduolio tamprumo modulio įtaką tarpslankstelinio disko poslinkiams, skysčio slėgiui ir tekėjimo greičiui. Teigiama, jog didžiausią įtaką sistemos atsakui į veikiančias apkrovas turi skaidulinio žiedo standumas ir galinių plokštelių pralaidumas, o tarpslankstelinio disko branduolio standumas ypač svarbus tampa veikiant gniuždymo apkrovai.

Y. Schroeder ir kt. [42] pristatomame tarpslankstelinio disko modelyje vertinamas diską veikiantis osmosinis slėgis. Teigiama, jog tiek prieš, tiek po ašinės apkrovos gautas hidrostatinis slėgis panašus į eksperimentiškai išmatuotus rezultatus. Dėl veikiančių osmosinių jėgų apskaičiuoti žiediniai tempimo įtempiai skaiduliniame žiede padidėja lyginant su disko modeliu, kuriame nevertinamas osmosinis slėgis.

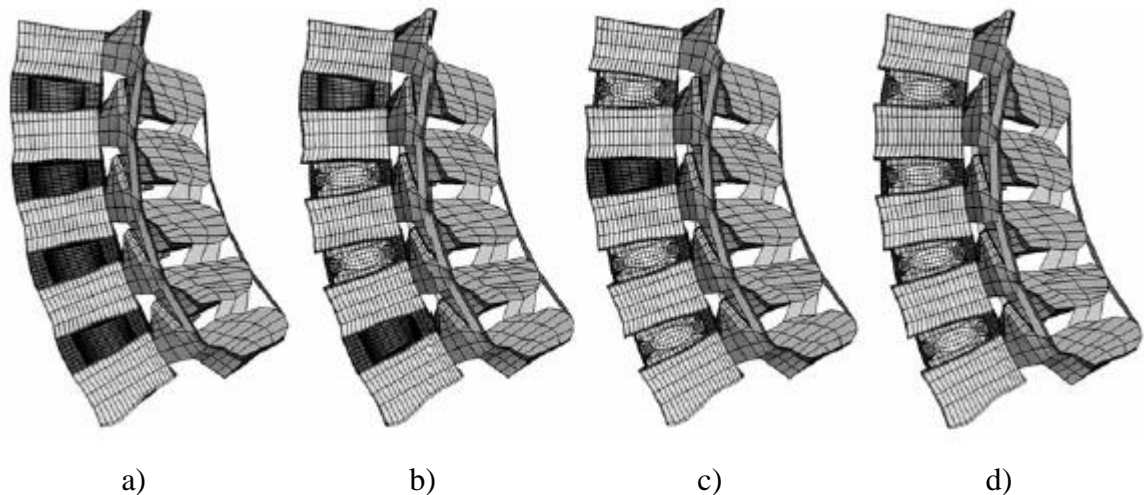
H. Yao ir W. Y. Hu [20] baigtinių elementų metodu tyrė ašinio gniuždymo metu tarpslanksteliniam diske atsirandančius mechaninius, cheminius ir elektrinius signalus. Skaitinis tyrimas parodė, jog didžiausias skysčio slėgis ir didžiausi kietosios fazės įtempiai susidarė

skaiduliniame žiede, ties jo ir minkštojo branduolio sąveikos zona. Minkštajame branduolyje skysčio slėgio, įtempių ir elektrinio potencialo pasiskirstymas, kaip teigiama, yra tolygesnis nei skaiduliniame žiede.

Daugelyje paminėtų tyrimų nemažas dėmesys buvo skiriamas tiksliam tarpslankstelių diskų modeliavimui, kadangi tai svarbi stuburo sistemos dalis, kuri lemia veikiančių apkrovų pasiskirstymą ir užtikrina nugaros lankstumą, tačiau dar ne visos jo savybės yra žinomos. Pavyzdžiui, J. Noailly ir kt. [35] tyrė tarpslankstelinio disko skaidulinio žiedo kolageno sluoksnių orientacijos kampų įtaką disko mechaninėms savybėms. Mokslininkai teigia, jog priklausomai nuo kolageno sluoksnių orientacijos skaidulų įtempiai gali skirtis 100 proc. ir daugiau, o skaidulinio žiedo matricos šlyties deformacijos gali pasikeisti iki 50 proc. Taigi, siekiant išsiaiškinti stuburo problemų priežastis, yra atliekamas ir ypač smulkių jo dalių tyrimai.

Turint vis daugiau informacijos apie natūralios žmogaus stuburo sistemos modeliavimą pastaraisiais metais taip pat daugėja tyrimų, kuriuose modeliuojamos skirtingos stuburo procedūros ar gydymo metodai. M. Kurutz ir L. Oroszvary [26] aprašė stuburo funkcinio vieneto baigtinių elementų modelį, naudotą skaitiniams stuburo tempimo vandenyje tyrimams. Keičiant medžiagų savybes, modeliuoti skirtingi stuburo tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsniai. Pati tempimo procedūra susideda iš netiesioginio ir tiesioginio tempimo fazių. Nustatyta, jog tarpslanksteliniai diskai pasižymi didesniu pasipriešinimu netiesioginei apkrovai ir mažesniu pasipriešinimu tiesioginei: nors tiesioginė tempimo apkrova sudaro tik 6 proc. netiesioginės, jos metu disko deformacijos sudaro 15–90 proc. disko deformacijų, gautų apkrovus diską netiesiogine tempimo apkrova. Taip pat teigiama, jog, didėjant disko degeneracijos laipsniui, disko galimybė deformuotis mažėja.

H. Schmidt ir kt. [40] tyrė implantuotų dirbtinių tarpslankstelių diskų skaičiaus ir padėties įtaką stuburo juosmeninės dalies darbui. L1–L5 stuburo dalies modelyje skirtingose tarpslankstelių diskų vietose buvo modeliuojami diskai su dirbtinių tarpslankstelių diskų savybėmis (1.11 pav.). Modeliai buvo apkrauti 400 N gniuždymo jėga ir sagitalinėje plokštumoje veikiančiu 7,5 Nm lenkimo momentu. Priklausomai nuo dirbtinių diskų skaičiaus lenkiantis pirmyn stuburo dalies judrumas sumažėjo 5–8 proc. Mokslininkai teigia, jog daugiau link galinės slankstelių pusės implantuoti tarpslanksteliniai diskai labiau atitiko sveikos stuburo dalies judesius, tačiau pažymima, jog nuokrypiai nuo optimalios disko implantavimo pozicijos lemia didesnes sąnarių jungčių jėgas ir nestabilių sistemos darbą.



1.11 pav. Stuburo dalies baigtinių elementų modeliai: a) be dirbtinių diskų; b) su dviem dirbtiniais diskais; c) su trimis dirbtiniais diskais; d) su keturiais dirbtiniais diskais [40]

G. Denoziere ir G. N. Ku [8] modeliavo skirtingų chirurginių procedūrų: artrodezės ir jau minėto dirbtinio tarpslankstelinio disko implantavimo, įtaką stuburo juosmens dalies atsakui į statines apkrovas. Sumodeliuotas artrodezės procedūros poveikis tarpslanksteliniam diskui sumažino visų laisvės laipsnių judrumą vidutiniškai 44 proc., o dirbtinio tarpslankstelinio disko implantavimas padidino stuburo dalies judrumą 52 proc., tačiau šiuo atveju taip pat padidėjo ir raiščių tempimo jėgos bei sąnarių jungčių įtempiai. Teigiama, jog implantavus dirbtinius diskus yra didesnė stuburo sistemos nestabilumo ir tolesnės degeneracijos rizika.

1. 3. Stuburo dinamikos modeliavimas

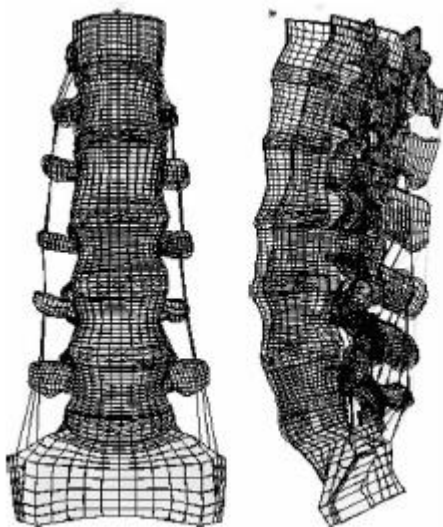
Mokslinėje literatūroje aprašomas ir baigtinių elementų metodo naudojimas tirti žmogaus stuburo sistemos atsaką į dinaminį žadinimą. Teigiama, jog tai gali padėti geriau suprasti visą kūną veikiančių virpesių įtaką stuburo pažeidimų formavimuisi, smūgių metu vykstančius procesus ir kurti ergonomiškesnius gaminius.

D. Tejszerska ir kt. [44] aprašė modelį, skirtą stuburo kaklo dalies dinaminėms savybėms tirti automobilio avarijos metu. Aprašomas modelis sudarytas iš kaklo dalies slankstelių ir tarpslankstelinio disko, raiščių, kaklo raumenų bei supaprastintai sumodeliuotos galvos ir kūno. Slanksteliai modeliuojami kaip standūs kūnai, raiščiai modeliuojami kaip bemasiai elementai, veikiantys slankstelius jėga, priklausančia nuo raiščių pailgėjimo, tarpslanksteliniai diskai modeliuojami kaip

tamprūs elementai, o kaklo raumenys modeliuojami kaip nežymios masės kūnai, kaip ir raiščiai, veikiantys sistemą tam tikromis gniuždymo jėgomis.

M. El-Rich ir kt. [10] modeliavo, kokie sukimosi greičiai gali lemti stuburo L2–L3 dalies pažeidimus. Modeliuojant lenkimosi ir išsitiesimo procesą, detalus erdvinis L2–L3 stuburo dalies modelis buvo apkrautas trimis skirtingais greičiais. Esant dideliam lenkimo greičiui ($5^\circ/\text{ms}$), pažeidimų susidarymo procesas yra skirtingas, nei esant mažam ($0,05^\circ/\text{ms}$) ir vidutiniam ($0,5^\circ/\text{ms}$) greičiams, be to, esant dideliam lenkimo greičiui, gaunami didžiausi segmento įtempiai. Mokslininkai teigia, jog stuburo traumos gali įvykti dėl didesnių nei $0,5^\circ/\text{ms}$ kampinių greičių strėlinės ašies kryptimi.

Li-Xin Guo ir kt. [14] tyrė stuburo segmento nuo krūtinės dalies dvylikto slankstelio iki kryžkaulio dinamines savybes. Pakankamai tikslios geometrijos modelis buvo tiriamas naudojantis „Ansys“ programine įranga. Straipsnyje pateikiami nagrinėtos stuburo dalies tikriniai dažniai. Mažiausias tikrinis dažnis sukelia lenkimo pirmyn ir atgal judesius (1.12 pav.), žadinant modelį antrosios virpesių formos dažnio virpesiais, nagrinėjama stuburo dalis lenkiama į šonus, o trečiojo tikrinio dažnio virpesiai sukelia ašinius virpesius.



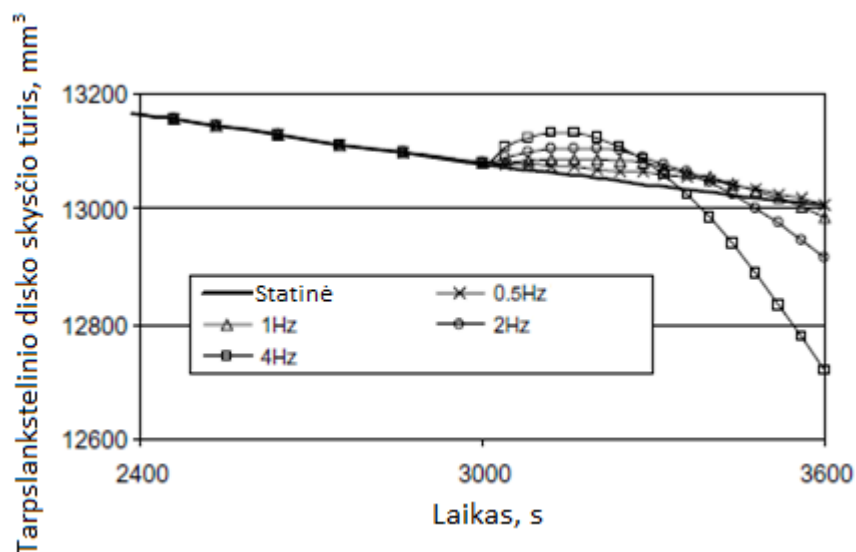
1.12 pav. Nagrinėjamos stuburo dalies pirmoji virpesių forma [14]

W. Wang ir kt. [49] pristatė baigtinių elementų modelį, kuriuo modeliuojamas stuburo sėdimose pozicijoje atsakas į viso kūno virpesius. Nustatyta, jog, kūną veikiant virpesiams, raumenų jėgos, siekdamos išlaikyti juosmenį pusiausvyroje padėtyje, lemia didesnes stuburo gniuždymo ir šlyties jėgas, taigi ir didesnę stuburo audinių pažeidimo galimybę.

W. Z. Kong ir V. K. Goel [24] siekė rasti optimalų baigtinių elementų modelį, kuriuo būtų galima tirti virpesių įtaką žmogaus stuburo biomechanikai. Buvo nagrinėjami keli juosmens dalies

baigtinių elementų modeliai: L3–L4, L3–L5, taip pat ir viso stuburo modelis su šonkauliais. Pristatomi šių stuburo segmentų savieji dažniai ir tiriama raumenų bei sistemos savojo svorio įtaka jiems. Teigiama, jog viso stuburo tikriniai dažniai yra mažesni nei atskirų segmentų tikriniai dažniai. Nurodomas apskaičiuotas H–S1 sistemos tikrinis dažnis vertikalia kryptimi yra 8,32 Hz.

J. Tak-Man Cheung ir kt. [7] sudarė L4–L5 stuburo dalies poroelastinį baigtinių elementų modelį, kuriuo siekė nustatyti statinės apkrovos ir virpesių įtaką skysčio tekėjimui tarpslankstelinio disko viduje, įtempių pasiskirstymui ir tarpslankstelinio disko deformacijoms. Teigiama, jog tarpslankstelinio disko deformacijos ir skysčio tėkmė priklauso nuo žadinimo virpesių dažnio. Pastebėta, jog, žadinant sistemą žemesnio dažnio virpesiais (1 Hz), po tam tikro laiko padidėja tarpslankstelinio disko skysčio tūris, tačiau vėliau dėl slėgio skysčio kiekis vėl sumažėja. Esant didesniai žadinimo dažniui (4 Hz), šis procesas vyksta greičiau (1.13 pav.), tačiau autoriai pabrėžia, jog ilgesnio žadinimo laiko įtakos tarpslanksteliniam diskui ir kritinio žadinimo dažnio vertei nustatyti reikalingi papildomi tyrimai.



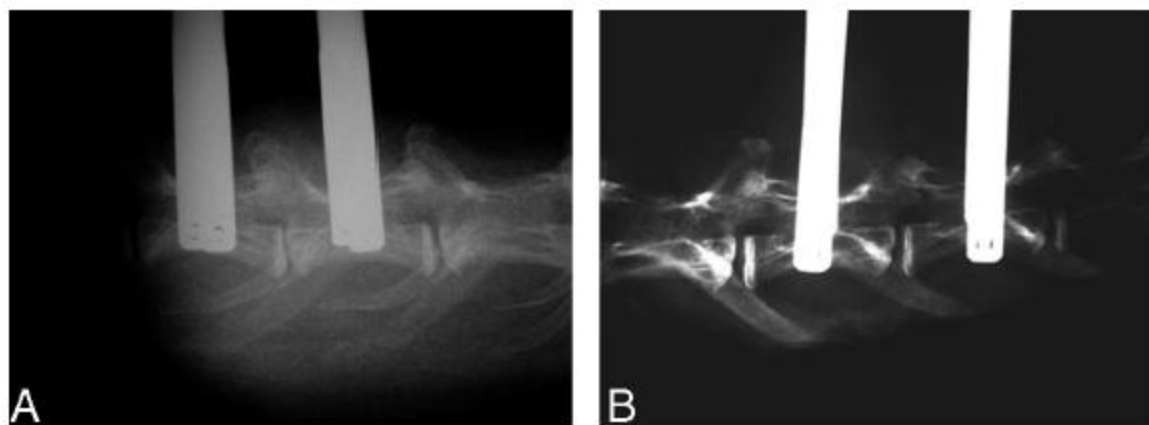
1.13 pav. Tarpslankstelinio disko skysčio tūrio kitimas gniuždymo metu [7]

1.4. Stuburo dinamikos eksperimentiniai tyrimai

Modeliavimo rezultatams patvirtinti ir procesams, kuriems sumodeliuoti dar neturima pakankamai duomenų nagrinėti, naudojami eksperimentiniai stuburo dinamikos tyrimai. *In vivo* tyrimams dažniausiai naudojami gyvūnai (žiurkės, triušiai, kiaulės), o *in vitro* tyrimams naudojamos ir žmogaus stuburo dalys.

A. Kaigle ir kt. [22] naudodami *in vivo* kiaulės modelį nustatė, jog dinaminis ašinis standumas priklauso nuo žadinimo dažnio. Vidutinis dinaminis standumas taip pat didėja didinant žadinimo amplitudę, be to, pastebėta, jog net ir po tam tikro atsistatymo periodo žadinant ta pačia amplitude, dinaminis standumas yra didesnis, ypač ryškus skirtumas matomas tarp pirmojo ir antrojo žadinimų. Žadinant pažeistus diskus, taip pat pastebėtas dinaminio standumo padidėjimas, tačiau, nepriklausomai nuo degeneracijos fazės, atsako į žadinimą kreivės forma išliko nepakitusi. Autoriai apibendrina, jog didelės apkrovos, pasikartojantis žadinimas ir disko degeneracija lemia didesnę dinaminį tarpslankstelinio disko standumą, todėl sumažėja stuburo judrumas ir padidėja norimą judesį pasiekti reikalingos jėgos.

M. Kroeber ir kt. [25] pristatė tarpslankstelinio disko pažeidimams tirti sukurtą triušių *in vivo* modelį. Pirmiausia 28 d. triušių tarpslankstelinis diskas buvo apkrautas ašinė dinamine gniuždymo apkrova. Teigiama, jog po šios eksperimento dalies buvo pastebėti tarpslankstelinio disko degeneracijos požymiai. Tada daliai triušių 28 dienas buvo taikomas dinaminis stuburo dalies tempimas ir pastebėta, jog pastarųjų tarpslankstelinio disko aukštis ženkliai padidėjo lyginant su tais triušiais, kurių stuburo dalis nebuvo tempiama (1.14 pav.), be to, pagerėjo ir jų tarpslankstelinio disko audinių biologinė sandara. Taigi mokslininkai teigia, jog disko regeneracija gali būti paskatinta naudojant ašines dinamines tempimo apkrovas.



1.14 pav. a) Triušio tarpslankstelinio disko aukštis po 28 d. dinaminio gniuždymo; b) triušio tarpslankstelinio disko aukštis po 28 d. dinaminio gniuždymo ir po 28 d. dinaminio tempimo [25]

A. J. Walsh ir J. C. Lotz [48] taip pat tyrė dinaminio apkrovų įtaką tarpslankstelinio disko biologiniams procesams. Pelių tarpslanksteliniai diskai buvo žadinami skirtingo dažnio ir amplitudės

virpesiais. Teigiama, jog skirtingo dydžių ir dažnio žadinimas sukelia skirtingus biologinius disko audinių procesus. Autoriai svarsto, jog, turint pakankamai duomenų, dinaminis žadinimas gali būti optimizuotas siekiant užtikrinti tinkamus disko biologinius procesus.

O. Izambert ir kt. [19] aprašė tarpslankstelinio disko dinaminio žadinimo *in vitro* bandymus. Aštuoni žmogaus tarpslankstelinio disko bandiniai 15 min. buvo apkrauti pradine 400 N jėga, o po to žadinami įvairiais dažniais (5–30 Hz). Teigiama, jog po bandymo nebuvo nustatyta disko svorio ar aukščio pakitimų. 5 Hz dažnio virpesiai neturėjo įtakos tarpslankstelinio disko dinaminiam standumui ir slopinimui, o bandymo rezultatai esant kitoms dažnio reikšmėms yra pateikti 1.1 lentelėje. Gautas statinis bandinių standumas yra 0,6–0,9 MN/m, o nustatytas tirtų tarpslankstelinių diskų vidutinis tikrinis dažnis yra 8,7 Hz. Mokslininkai nurodo, jog literatūroje aprašytuose *in vivo* tyrimuose nurodomas 4–6 Hz tikrinis tarpslankstelinių diskų dažnis.

1.1 lentelė. Žmogaus tarpslankstelinio disko dinaminis ašinis standumas ir slopinimas [19]

Dažnis, Hz	Standumas, MN/m		Slopinimas, Ns/m	
	Vidurkis	Standartinis nuokrypis	Vidurkis	Standartinis nuokrypis
5	0,25	0,08	2567	2663
10	0,19	0,01	237	49
15	0,64	0,04	101	35
20	1,34	0,09	32	18
25	2,24	0,21	1875	603
30	3,66	0,37	229	59

Stuburo, o ypač tarpslankstelinio disko dinamika yra labai svarbi norint iširti virpesių įtaką nugaros skausmui. G. Marini ir kt. [28] tyrė žmogaus juosmens srities tarpslankstelinių diskų dinamines savybes. Tarpslankstelinių diskų viršutinis paviršius buvo apkrautas skirtingomis apkrovomis (16–56 kg), o apatinis paviršius žadinamas tiesiškai kintančio dažnio ašiniaus virpesiais. Nustatyta, jog tarpslankstelinių diskų atsakas į dinaminį žadinimą yra netiesinis. Teigiama, jog visi bandiniai skirtingai reagavo į didėjančio ir mažėjančio dažnio žadinimą, o pradinė apkrova ir žadinimo virpesių amplitudė turėjo tiesioginį poveikį disko atsakui. Taip pat pastebėta, jog po dinaminio bandymo sumažėjo visų tarpslankstelinių diskų aukštis.

N. Hoilguin ir kt. [18] pristatė klinikinį tyrimą, kai 90 dienų lovos režime esantiems subjektams buvo taikoma viso kūno virpesių procedūra (30 Hz, 10 min/d, amplitudė 0,3-0,5g), siekiant sumažinti lovos režimo ar buvimo besvorėje aplinkoje, kas aktualu astronautams, įtaką tarpslankstelinių diskų pokyčiams. Teigiama, kad septynios dienos po lovos režimo pabaigos, virpesių procedūras turėjusių subjektų tarpslankstelinių diskų tūris grįžo į pradines vertes, o kontrolinių

subjektų, kuriems nebuvo taikomos virpesių procedūros, tarpslankstelių diskų tūris vis dar buvo 8 proc. didesnis nei prieš prasidedant lovos režimui.

1.5. Darbo uždavinių formulavimas

Paskutinis aprašytas mokslinis tyrimas [18], nors pastebima, jog jo metodologija nėra pakankamai tiksli, o pastebėti tarpslankstelių diskų pokyčiai nėra dideli, rodo, jog virpesiai galbūt gali būti ne tik nugaros skausmų priežastis, bet ir stuburo sistemos reabilitacijos priemonė. Tai atskleidžia, jog, nors mokslinėje literatūroje nagrinėjamos įvairios stuburo sistemos problemos, daug dėmesio skiriama stuburo elgsenos modeliavimui, tačiau šios svarbios žmogaus sistemos savybės ir joje vykstantys procesai dar nėra pakankamai suprasti. Nėra daug tyrimų, nagrinėjančių neinvazinius stuburo sistemos reabilitacijos metodus ar procesus, vykstančius specifinių stuburo sistemos judesių metu.

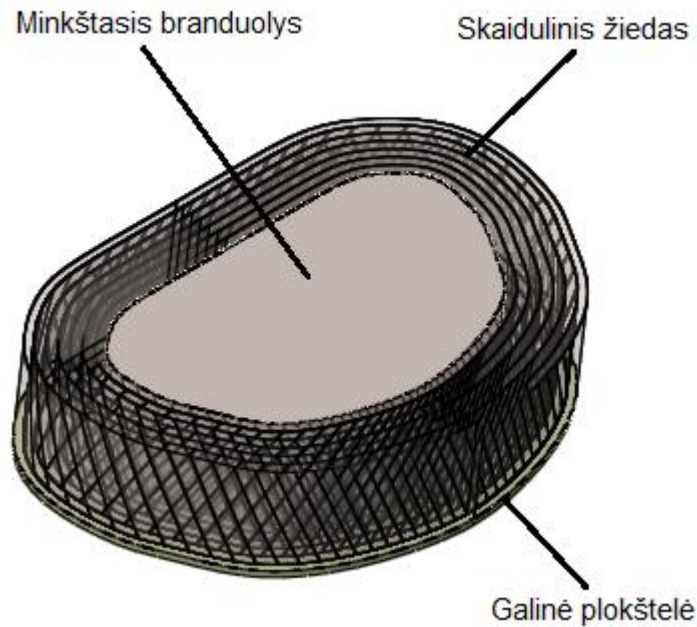
Taigi, atlikus literatūros analizę, suformuluoti tokie baigiamojo magistro projekto uždaviniai:

1. Sudaryti tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelį ir nustatyti jo tinkamumą tiksliais rezultatams gauti.
2. Sudaryti stuburo T12–S1 dalies baigtinių elementų modelį ir nustatyti jo tinkamumą tiksliais rezultatams gauti.
3. Ištirti tarpslankstelių diskų degeneracijos įtaką stuburo T12–S1 dalies elementams lenkimo judesio metu.
4. Atlikti eksperimentinį lenkimo priekinėje plokštumoje tyrimą.
5. Remiantis gautais tyrimų rezultatais įvertinti kuriamo stuburo treniruoklio panaudojimo galimybes.

2. STUBURO MODELIO SUDARYMAS

2.1. Tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelio sudarymas

Kaip jau buvo minėta, tarpslankstelinį diską sudaro trys pagrindinės dalys: minkštasis branduolys, skaidulinis žiedas ir galinės plokštelės. Baigtinių elementų modeliui sudaryti naudojama tarpslankstelinio disko geometrija, sukurta kompiuterinio projektavimo sistema „SolidWorks“ (2.1 pav.). Modeliuotas juosmeninės stuburo dalies L4–L5 tarpslankstelinis diskas, kurio plotis yra 35,9 mm, o ilgis – 51,9 mm. Minkštojo branduolio dydis parinktas taip, kad jo tūris sudarytų 43 proc. viso disko tūrio. Minkštojo branduolio ir skaidulinio žiedo aukštis yra 10 mm, o galinių plokštelių storis – 0,7 mm.



2.1 pav. Tarpslankstelinio disko geometrija (viršutinė kremzlinė plokštelė neparodyta)

Tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelis sudarytas naudojantis „Comsol MultiPhysics“ programine įranga.

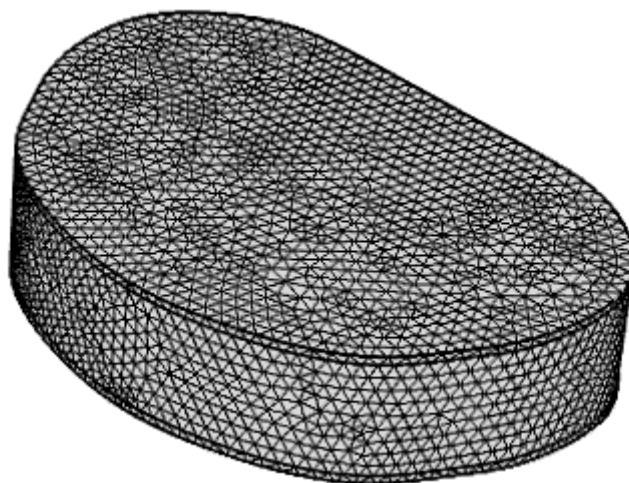
Minkštasis branduolys, skaidulinis žiedas ir galinės plokštelės yra modeliuojamos naudojant tamprios tiesinės medžiagos modelį. Skaidulinio žiedo skaidulų sluoksniai yra modeliuojami naudojant santvaros tipo elementus, o siekiant, kad šie elementai veiktų tik tempimo metu, jiems suteikiama pradinė deformacija. Skaidulų posvyrio kampas yra $\pm 24^\circ$ vertikalios ašies atžvilgiu. Iš viso sudaryti

septyni skaidulų sluoksniai. Literatūroje nurodoma, jog vienos skaidulos skersmuo yra 0,2–0,3 mm, todėl priimama, jog vienos skaidulos skerspjūvio plotas $0,07 \text{ mm}^2$. Visos medžiagų savybės, naudotos aprašomame modelyje, yra pateiktos 2.1 lentelėje. Literatūroje aprašytų, modeliuojant stuburo sistemą dažniausiai naudojamų medžiagų savybių reikšmių suvestinė pateikta 1 priede.

2.1 lentelė. Medžiagų savybės

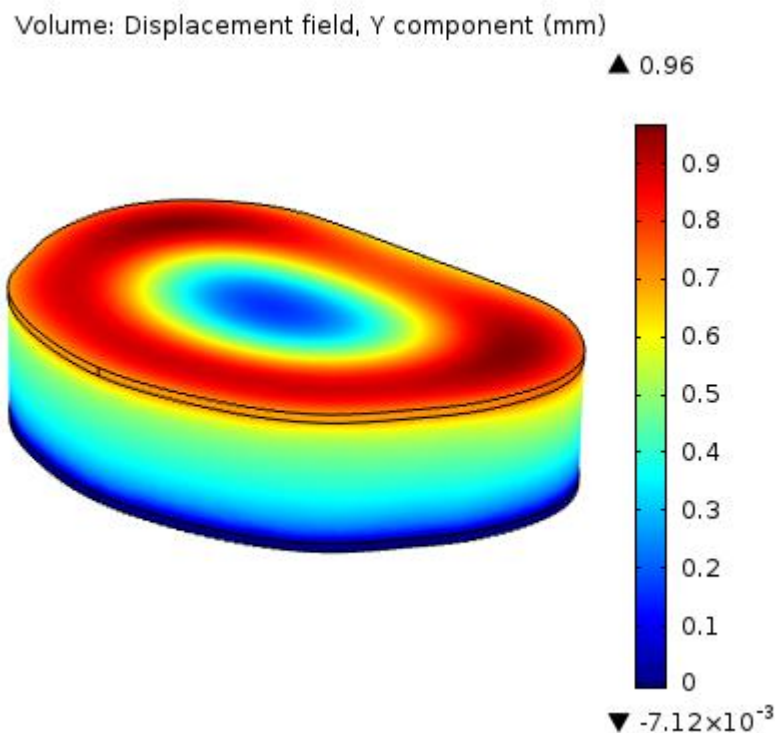
Medžiagos savybė	Reikšmė
Minkštojo branduolio tamprumo modulis E, MPa	1
Minkštojo branduolio Puasono koeficientas ν	0,499
Skaidulinio žiedo tamprumo modulis E, MPa	2,7
Skaidulinio žiedo Puasono koeficientas ν	0,4
Skaidulinio žiedo skaidulų tamprumo modulis E, MPa	30
Skaidulinio žiedo skaidulų Puasono koeficientas ν	0,3
Galinių plokštelių tamprumo modulis E, MPa	600
Galinių plokštelių Puasono koeficientas ν	0,3
Minkštojo branduolio tankis ρ , kg/m^3	1040
Skaidulinio žiedo tankis ρ , kg/m^3	1040
Skaidulinio žiedo skaidulų tankis ρ , kg/m^3	1040
Galinių plokštelių tankis ρ , kg/m^3	2500

Iš viso tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelį sudaro 48759 tūriniai ir 5414 santvaros baigtiniai elementai (2.2 pav.).



2.2 pav. Tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelis

Tikrinant tarpslankstelinio disko modelio patikimumą, apatinis galinės plokštelės paviršius buvo įtvirtintas, o viršutinės plokštelės viršutinis paviršius apkrautas 500 N jėga. Atlikus skaičiavimus, gautas tarpslankstelinio disko ašinis poslinkis yra 0,96 mm (2.3 pav.). Gautas rezultatas yra panašus į aprašytų *in vitro* bandymų rezultatus, kai gniuždomų diskų aukštis sumažėjo 1–1,35 mm [16].



2.3 pav. Tarpslankstelinio disko poslinkiai vertikalia kryptimi veikiant 500 N ašinei gniuždymo jėgai.

2.2. Degeneruoto tarpslankstelinio disko modeliavimas

Kaip jau buvo minėta, tarpslankstelinio diskų būklė skirstoma į penkias grupes, kai pirmą degeneracijos laipsnį atitinka sveikas tarpslankstelinis diskas, o penktąjį – visiškai pažeistas [46]. Vykstant disko degeneracijai, keičiasi medžiagų mechaninės savybės, todėl pasikeičia disko mechaninė elgsena. Tarpslankstelinio disko degeneracijos metu prarandamas jame esantis skystis, diskas tampa standesnis. Remiantis Kurutz ir kt. [26] naudotomis mechaninėmis savybėmis, modeliuojant vis didesnius disko degeneracijos laipsnius, didinamas minkštojo branduolio tamprumo modulis, mažinamas jo Puasono koeficientas, taip pat didinamas skaidulinio žiedo pagrindo tamprumo modulis ir mažinamas galinių plokštelių tamprumo modulis. Visos tarpslankstelinio disko degeneracijai modeliuoti naudotos medžiagų mechaninių savybių reikšmės pateiktos 2.2 lentelėje.

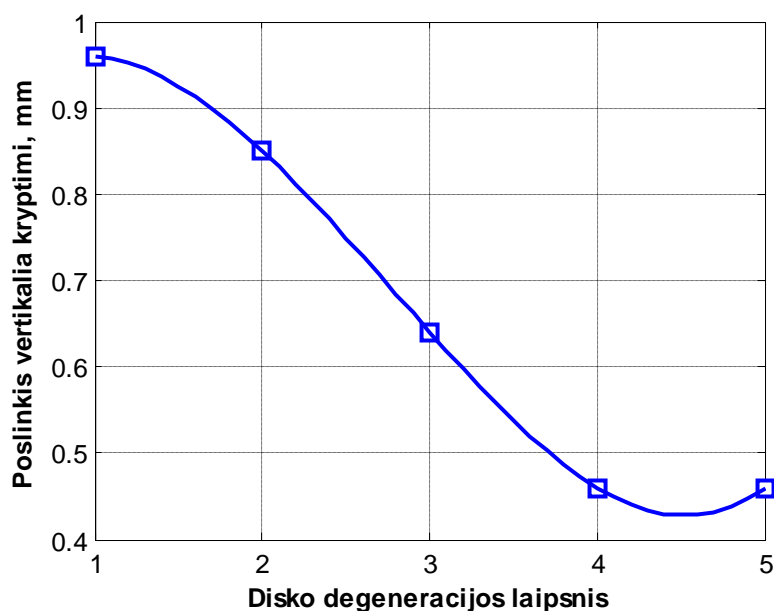
2.2 lentelė. Medžiagų savybės esant skirtingiems tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsniams

Tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsnis	1	2	3	4	5
Minkštojo branduolio tamprumo modulis E, MPa	1	3	9	27	81
Minkštojo branduolio Puasono koeficientas ν	0,499	0,45	0,4	0,35	0,3
Skaidulinio žiedo tamprumo modulis E, MPa	2,7	3	4	5	6
Galinių plokštelių tamprumo modulis E, MPa	600	500	400	300	200

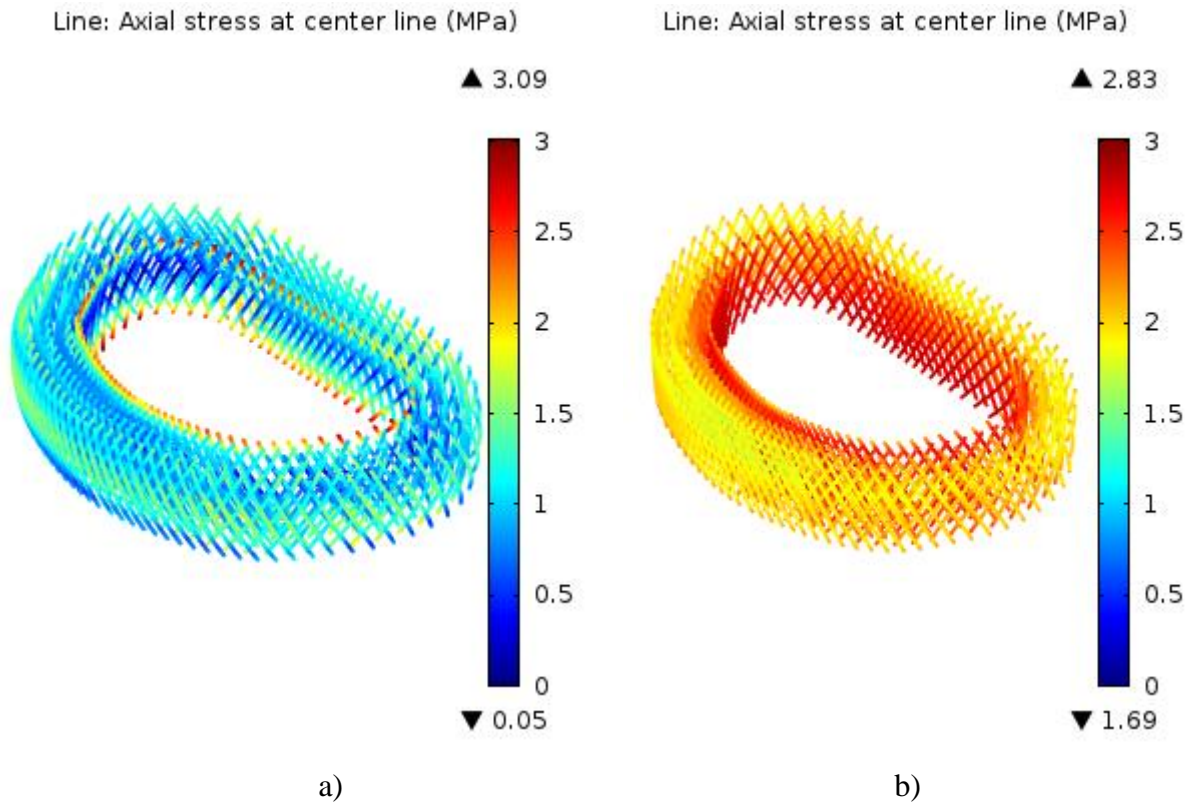
Visų degeneracijos laipsnių tarpslanksteliniai diskai buvo apkrauti 500 N gniuždymo jėga. Kaip ir tikėtasi, gauta, jog didėjant disko degeneracijos laipsniui, tarpslankstelinio disko standumas mažėja (2.4 pav.). Kaip jau minėta, pirmojo degeneracijos laipsnio tarpslankstelinio disko poslinkis yra 0,96 mm, o penktojo laipsnio disko – 0,46 mm.

Taip pat aiškiai matyti, jog, didėjant tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsniui, didėja įtempiai tarpslankstelinio disko skaidulinio žiedo sluoksniuose (2.5 pav.). Diskui degeneruojant ir pasikeitus jo minkštojo branduolio mechaninėms savybėms, labiau apkraunamas skaidulinis žiedas, galimi jo įplyšimai ir stuburo išvaržų susidarymas.

Įvertinus gautus rezultatus, galima teigti, jog parinktos medžiagų savybės yra tinkamos skirtingiems tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsniams modeliuoti.



2.4 pav. Tarpslankstelinio disko aukščio sumažėjimas veikiant 500 N apkrovai

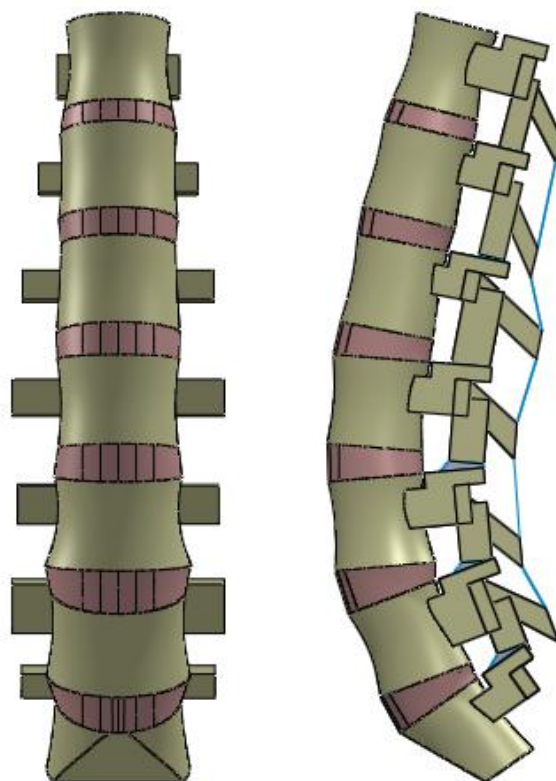


2.5 pav. Įtempiai skaidulinio žiedo pluoštose: a) pirmojo degeneracijos laipsnio diskas; b) penktojo degeneracijos laipsnio diskas

2.3. Stuburo T12–S1 dalies modelio sudarymas

Stuburo dalies T12–S1 modelio geometrija sudaryta naudojantis kompiuterinio projektavimo sistema „SolidWorks“ (2.6 pav.). Pagrindiniai slankstelių ir tarpslankstelių diskų matmenys parinkti atsižvelgus į mokslinėje literatūroje [6, 47, 51] nurodytas reikšmes ir pateikti 2.3 lentelėje.

Modeliuojamų tarpslankstelių diskų sandara išlieka tokia pati, kaip aprašyta 2.1 poskyryje: juos sudaro minkštasis branduolys, skaidulinio žiedo pagrindas ir skaidulų sluoksniai. Sudarant T12–S1 stuburo dalies modelį taip pat įvertinami ir sistemos stabilumo suteikiantys raiščiai. Modeliuojamas užpakalinis išilginis raištis, priekinis išilginis raištis ir antketerinis raištis. Geltonieji, tarpketeriniai ir tarpketeriniai raiščiai nėra modeliuojami, kadangi, kaip galima matyti iš Heuer ir kt. tyrimo, [17] jų įtaka lenkimo judesiams priekinėje plokštumoje yra nežymi.

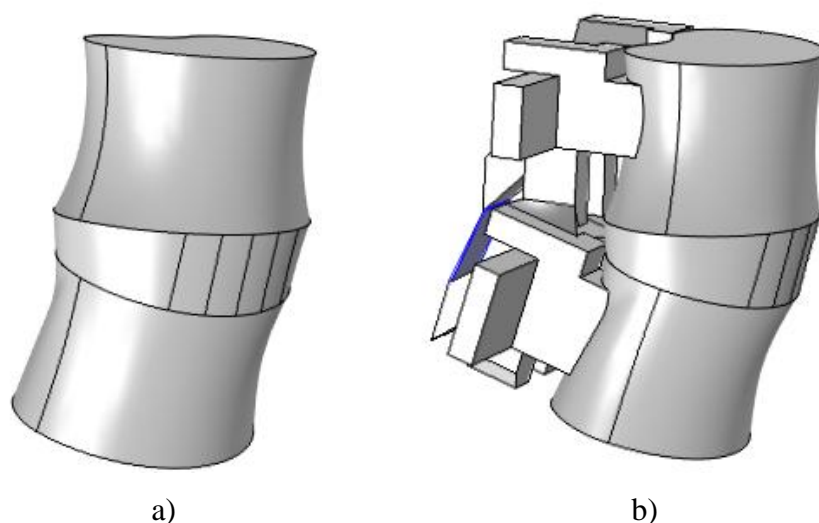


2.6 pav. Stuburo T12-S1 dalies geometrinis modelis

2.3 lentelė. Geometriniai slankstelių ir tarpslankstelinų diskų parametrai

	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1	
Viršutinės kremzlinės plokštelės plotis, mm	26,7	29,0	28,9	30,4	28,9	27,6	29	
Apatinės kremzlinės plokštelės plotis, mm	27,7	29,7	29,0	29,7	29,6	27,4	–	
Viršutinės kremzlinės plokštelės ilgis, mm	34,5	38,7	38,1	40,6	42,4	43,9	41,6	
Apatinės kremzlinės plokštelės ilgis, mm	36,4	39,7	41,1	40,2	47,9	46,6	–	
Slankstelio posvyrio kampas, °	14,18	13,37	10,92	4,58	-5,12	-20,96	-35,19	
Disko aukštis, mm	–	7,3	8,4	9,3	10,1	10,5	9,4	–
Disko posvyrio kampas, °	–	14,24	13,2	8,3	0,32	-11,65	-30,3	

Stuburo dalies T12–S1 baigtinių elementų modelio kūrimas pradedamas nuo stuburo funkcinio vieneto L4–L5 modeliavimo. Pagal Heuer ir kt. [17] sudarytą metodologiją, norint užtikrinti stuburo funkcinio vieneto modelio tinkamumą tiksliems rezultatams gauti, modeliuoti pradedama nuo L4 ir L5 slankstelių kūnų ir tarp jų esančio tarpslankstelinio disko (2.7 pav. a)). Kai šio modelio poslinkiai apkraunant jį 7,5 Nm lenkimo momentu atitinka gautus eksperimentiškai, pridedamas papildomas stuburo funkcinio vieneto elementas ir toliau tęsiamas modelio kūrimo procesas. Visi modelio validacijos proceso žingsniai pateikti 2.4 lentelėje, o paskutinio žingsnio metu gauta geometrija parodyta 2.7 pav. b). Sudarytame modelyje naudojamos tarpslankstelinio disko elementų medžiagų savybės jau buvo pateiktos 2.1 lentelėje, o parinktos stuburo raiščių ir sąnarių jungčių mechaninių savybių reikšmės pateiktos 2.5 lentelėje.



2.7 pav. Kalibravimo modelio geometrija: a) pirmajame žingsnyje; b) paskutiniajame žingsnyje

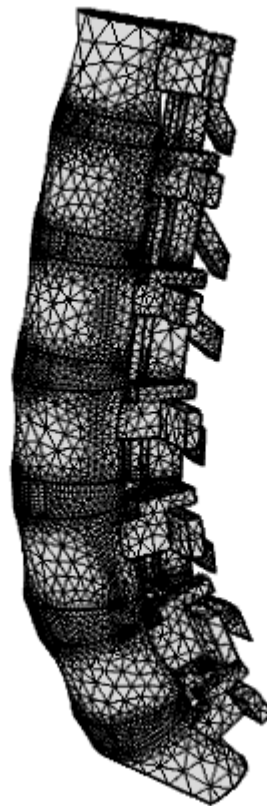
2.4 lentelė. Stuburo dalies baigtinių elementų modelio validacijos proceso žingsniai

Žingsnio numeris	Pridedami elementai	Eksperimentinė vertė (7,5 Nm) [17]	Apskaičiuota vertė (7,5 Nm)	Paklaida
1.	Slankstelių kūnai ir tarpslankstelinis diskas	6,43°	6,14°	4,5 proc.
2.	Priekinis išilginis raištis	6,09°	5,97°	2,0 proc.
3.	Užpakalinis išilginis raištis	6,14°	5,98°	2,6 proc.
4.	Slankstelių ataugos	5,80°	5,90°	1,7 proc.
5.	Sąnarinės jungtys	5,64°	5,40°	4,3 proc.
6.	Antketeriniai raiščiai	5,15°	5,39°	4,6 proc.

2.5 lentelė. Raiščių mechaninės savybės.

	Tamprumo modulis E, MPa	Puasono koeficientas ν	Skerspjūvio plotas A, mm ²
Užpakalinis išilginis raištis	20	0,35	25
Priekinis išilginis raištis	8	0,35	20
Antketerinis raištis	30	0,35	35
Sąnarinės jungtys	10	0,4	40

Stuburo raiščiai ir sąnarinės jungtys modeliuojamos naudojant santvaros tipo elementus. Žinant visas stuburo funkcinio vieneto elementų mechanines savybes, sudaromas T12–S1 stuburo srities baigtinių elementų modelis (2.8 pav.). Iš viso modelį sudaro 163243 baigtiniai elementai.

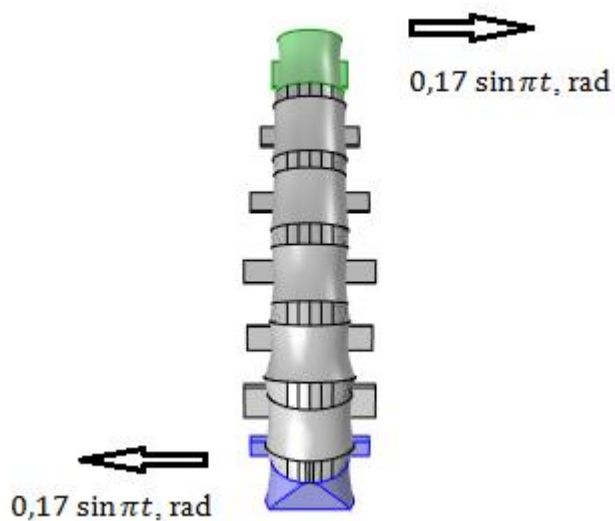


2.8 pav. T12–S1 stuburo dalies baigtinių elementų modelis

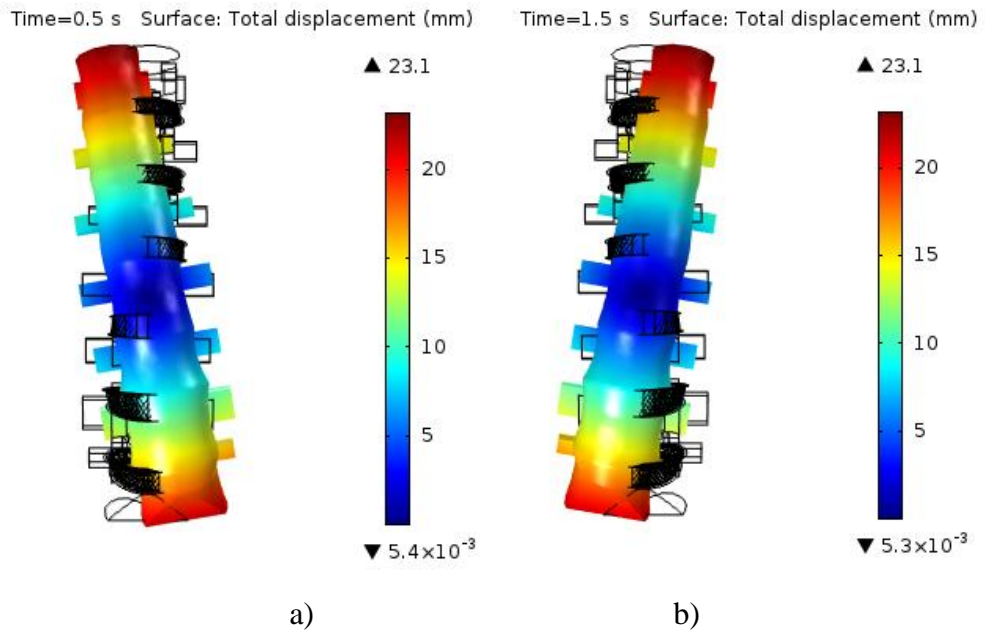
3. SKAITINIAI STUBURO T12–S1 DALIES TYRIMAI

3.1. Stuburo lenkimo judesių modeliavimas

Atliekant šį tyrimą, modeliuojamas stuburo lenkimo priekinėje plokštumoje judesys, kai viršutinė nagrinėjamos stuburo segmento dalis yra lenkiama į vieną pusę, o apatinė dalis – į priešingą. Toks judesys gali būti atliekamas KTU Mechatronikos institute kuriamu treniruokliu, kurio veikimo principas aprašytas šio darbo 4.2 poskyryje. Stuburo sistemos dalys į priešingas puses lenkiamos 10° ($0,17 \text{ rad}$) kampu, visą lenkimo ciklą atliekant per 2 sekundes (3.1 pav.). Siekiant supaprastinti skaičiavimus, tarpslankstelinį diskų galinės plokštelės nėra išskiriamos kaip atskiri elementai, o stuburo slanksteliai modeliuojami kaip visiškai standūs kūnai. Gauti stuburo dalies poslinkiai kraštinėse padėtyse parodyti 3.2 pav.

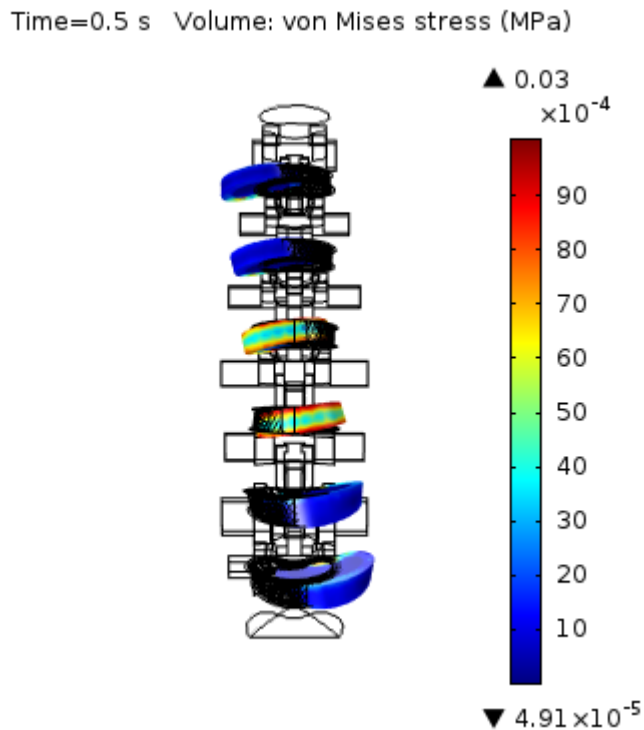


3.1 pav. Modelio apkrovimo schema



3.2 pav. Maksimalūs stuburo dalies poslinkiai: a) kai laikas $t = 0,5$ s; b) kai laikas $t = 1,5$ s;

Atlikus skaičiavimus nustatyta, jog šio judesio metu didžiausi įtempiai susidaro L2–L3 ir L3–L4 tarpslanksteliniuose diskuose (3.3 pav.). Tačiau įtempių reikšmės nėra didelės, didžiausia ekvivalentinių (von Mises) įtempių vertė (0,035 MPa) gaunama, kai tiriama stuburo dalis yra vienoje iš kraštinių padėčių.

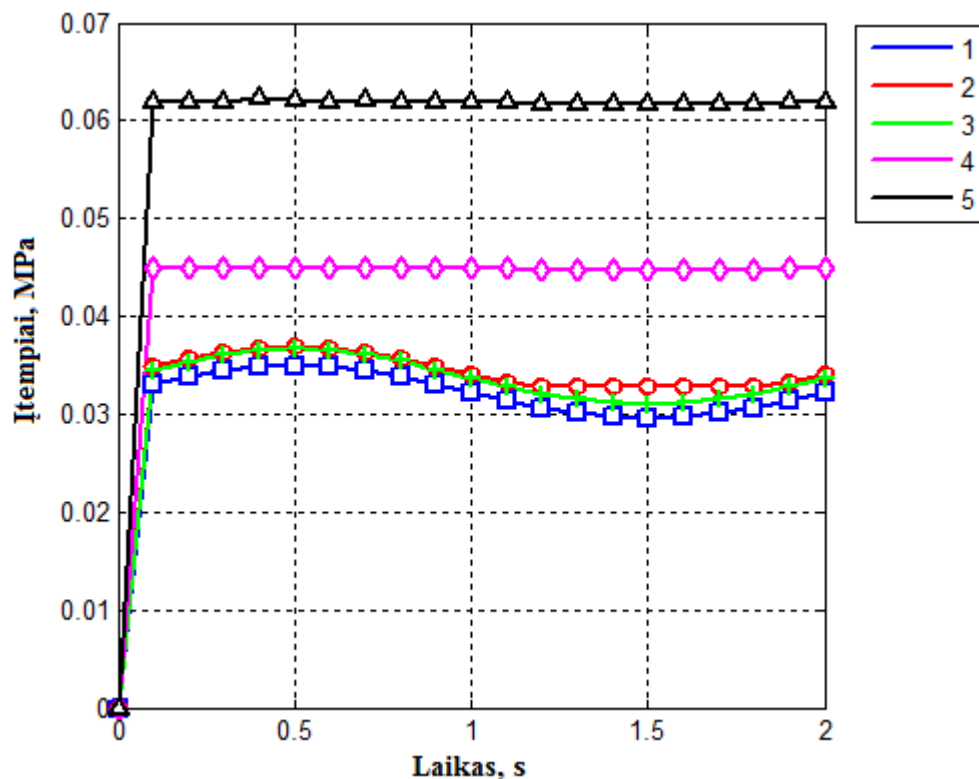


3.3 pav. Įtempių pasiskirstymas

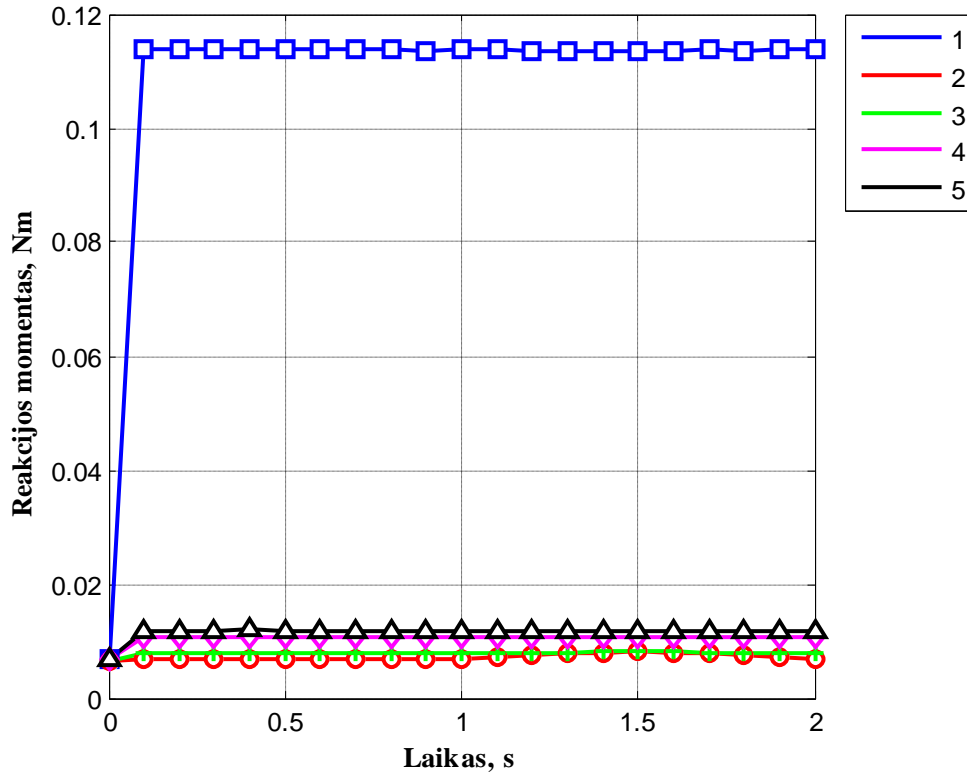
3.2. Tarpslankstelinio disko degeneracijos įtakos lenkimo judesiams tyrimams

Prieš tai aprašytas lenkimo judesys taip pat yra modeliuojamas esant skirtingiems tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsniams, kai pagal 2.2 lentelėje pateiktas reikšmes keičiamos tarpslankstelinių diskų elementų medžiagų savybės. Lyginant visais atvejais apskaičiuotas maksimalias tarpslankstelinių diskų įtempių reikšmes, gaunama, jog pirmųjų trijų degeneracijos laipsnių tarpslankstelinių diskų maksimalūs įtempiai skiriasi ne daug, esant ketvirtajam tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsniui, įtempiai padidėja maždaug 0,01 MPa, o esant penktajam degeneracijos laipsniui, maksimalūs tarpslankstelinių diskų įtempiai, lyginant su pirmaisiais trimis atvejais, padidėja beveik dvigubai iki 0,062 MPa (3.4 pav.). Esant paskutinėms dviems disko degeneracijos fazėms, maksimalūs įtempiai lenkimo judesio metu beveik visiškai nekinta ir nepriklauso nuo momentinio lenkimo kampo.

Tarpslankstelinių diskų reakcijos momentas lenkimo kryptimi didžiausias yra tada, kai tarpslanksteliniai diskai yra sveiki, t.y., pirmojo degeneracijos laipsnio, esant kitų degeneracijos laipsnių tarpslanksteliniams diskams, stuburo dalies pasipriešinimas lenkimui smarkiai sumažėja (3.5 pav.).

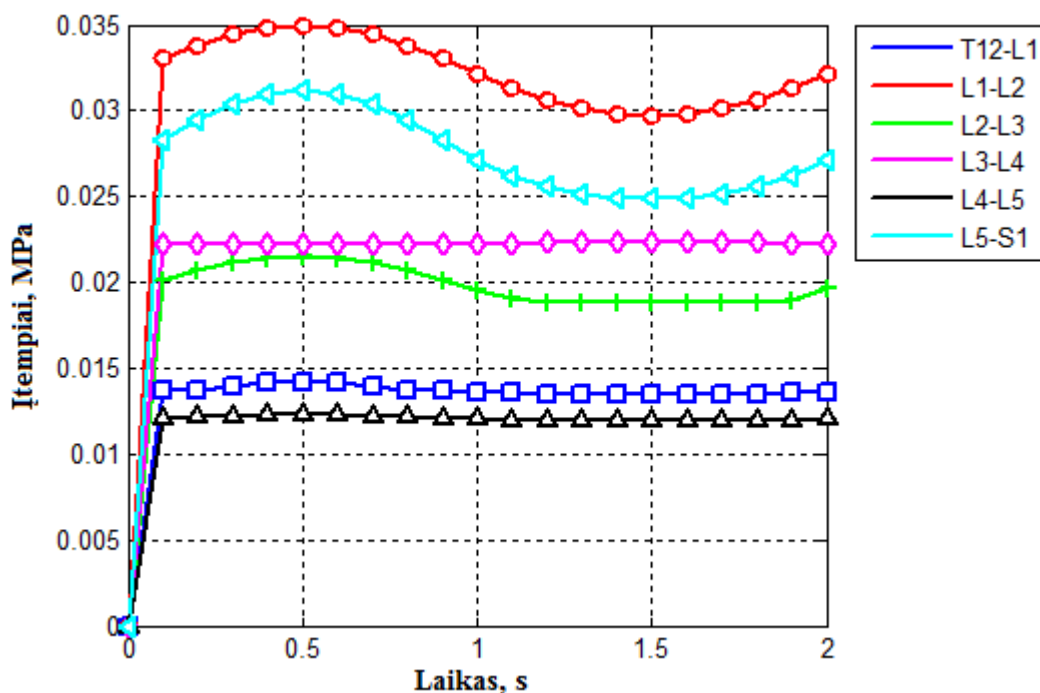


3.4 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslanksteliniuose diskuose kitimas lenkimo judesio metu esant skirtingoms tarpslankstelinių diskų degeneracijos fazėms

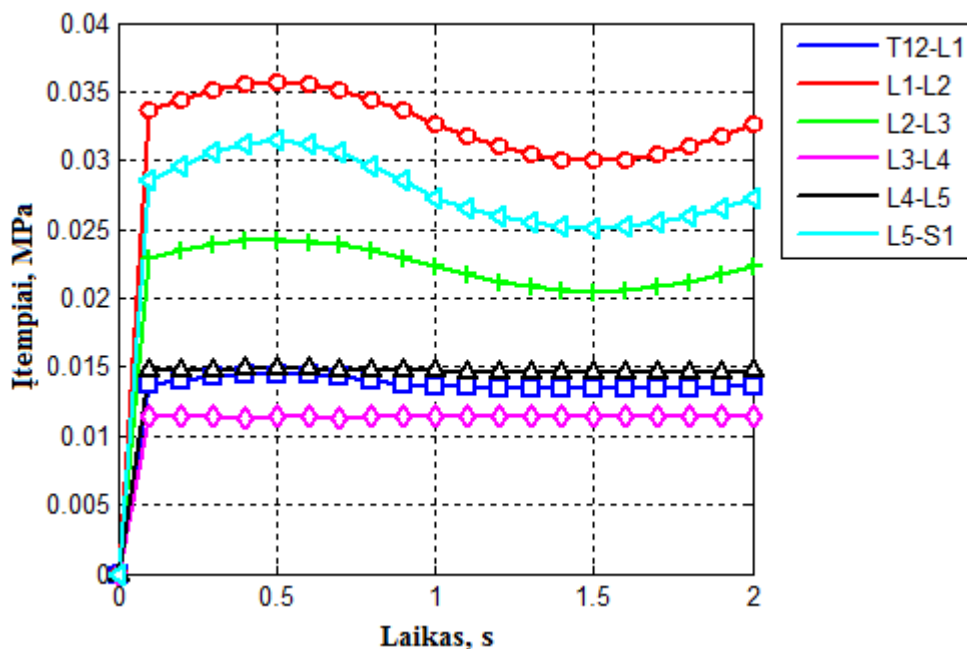


3.5. pav. Pasipriešinimo lenkimo judesiui momentas esant skirtingoms tarpslankstelinio disko degeneracijos fazėms

Naudojantis sudarytu baigtinių elementų modeliu taip pat nustatyti ir didžiausi įtempiai atskiruose tarpslankstelinio disko skaiduliniuose žieduose. Siekiant paryškinti skirtumą tarp gautų rezultatų, nagrinėjami modeliai su pirmojo ir penktojo degeneracijos laipsnių tarpslanksteliniais diskais. Esant sveikiems tarpslanksteliniais diskams, didžiausi įtempiai gaunami L1–L2 ir L5–S1 tarpslankstelinio disko skaiduliniuose žieduose (3.6 pav.). L1–L2 tarpslankstelinio disko skaiduliniame žiede susidaro didžiausi visoje nagrinėjamoje stuburo dalyje veikiantys įtempiai (0,035 MPa). Mažiausi įtempiai veikia L4–L5 tarpslankstelinio disko skaiduliniame žiede ir yra lygūs 0,012 MPa. Esant penktojo degeneracijos laipsnio tarpslanksteliniais diskams, didžiausi įtempiai taip pat gaunami L1–L2 ir L5–S1 skaiduliniuose žieduose, tačiau skirtingai nei pirmojo degeneracijos laipsnio atveju, mažiausi įtempiai gaunami L3–L4, o ne L4–L5 tarpslankstelinio disko skaiduliniame žiede (3.7 pav.). Taigi galima pastebėti, jog, esant skirtingiems tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsniams, įtempių pasiskirstymas skaiduliniuose žieduose skiriasi nežymiai.



3.6 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelių diskų skaiduliniuose žieduose kitimas lenkimo judesio metu (pirmasis tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsnis)

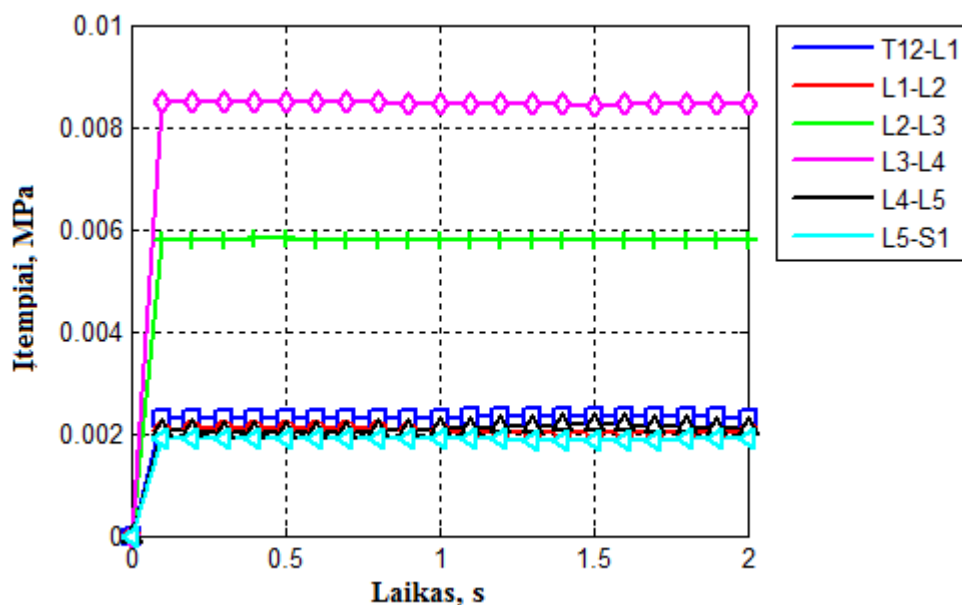


3.7 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelių diskų skaiduliniuose žieduose kitimas lenkimo judesio metu (penktasis tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsnis)

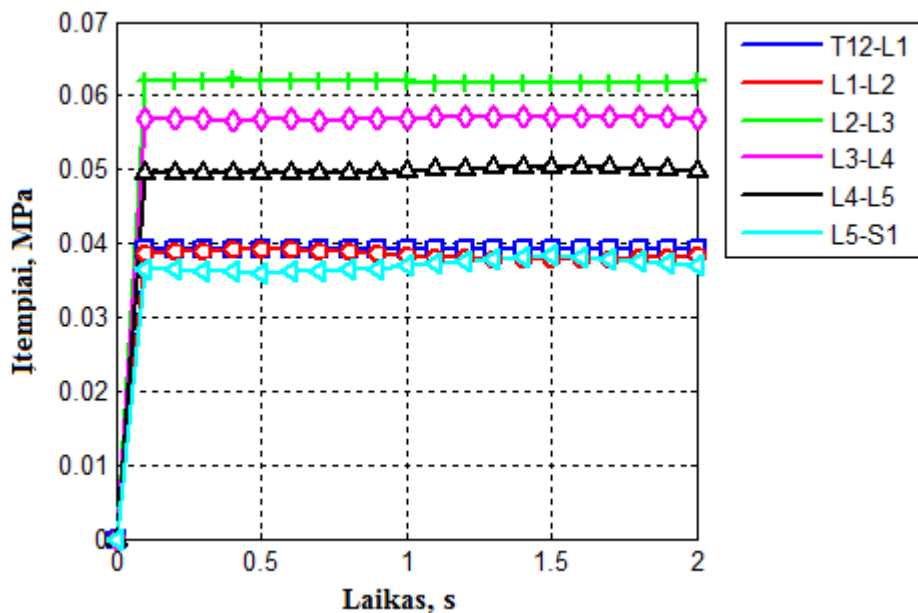
Nagrinėjant įtempių pasiskirstymą atskirų tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose gauta, jog, esant pirmajam tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsniui, mažiausi įtempiai susidaro L1–L2, L4–L5, T12–L1 ir L5–S1 tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose ir siekia tik 0,002 MPa. Beveik tris kartus didesni įtempiai gaunami L2–L3 tarpslankstelinio disko minkštajame branduolyje, o L3–L4 disko minkštajame branduolyje gaunami beveik 4 kartus didesni įtempiai (3.8 pav.). Minkštuosiuose branduoliuose lenkimo judesio metu įtempiai beveik nekinta. Taip pat galima pastebėti, jog didžiausi įtempiai skaiduliniame žiede ir minkštajame branduolyje susidaro ne tame pačiame tarpslanksteliniame diske.

Penktojo degeneracijos laipsnio tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose susidaro apie 10 kartų didesni įtempiai (3.9 pav.). Didžiausi įtempiai susidaro L2–L3 ir L3–L4 tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose ir atitinkamai yra lygūs 0,062 MPa ir 0,057 MPa. Mažiausi įtempiai gaunami L5–S1 tarpslankstelinio disko minkštajame branduolyje.

Įtempiai pirmojo degeneracijos laipsnio diskų minkštuosiuose branduoliuose yra mažesni nei skaiduliuose žieduose, tačiau, diskui degeneruojant, vis labiau pažeidžiami minkštieji branduoliai: nebeatsinaujina degeneravę proteoglikanai, mažėja vandens kiekis minkštajame branduolyje, todėl esant penktajam tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsniui, įtempiai minkštuosiuose branduoliuose jau yra didesni už įtempius skaiduliniuose žieduose.



3.8 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose kitimas lenkimo judesio metu (pirmasis tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsnis)

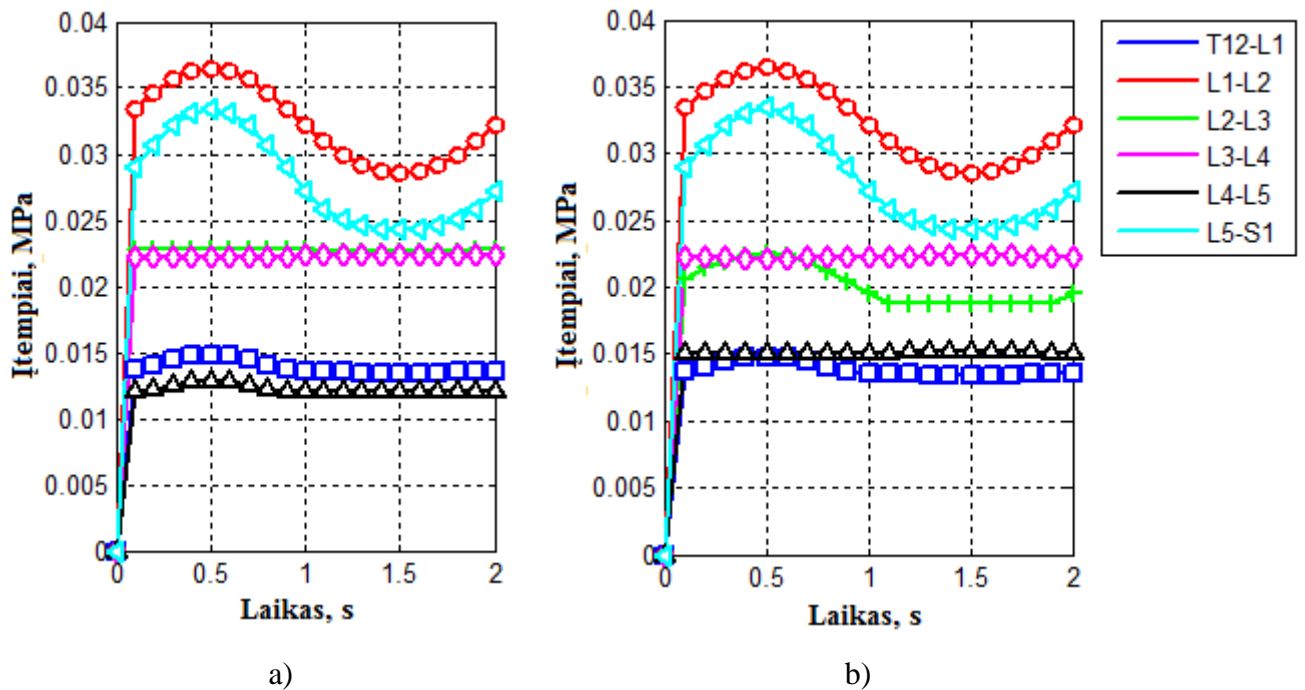


3.9 pav. Maksimalių įtempimų T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelių diskų minkštuosiuose branduoliuose kitimas lenkimo judesio metu (penktasis tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsnis)

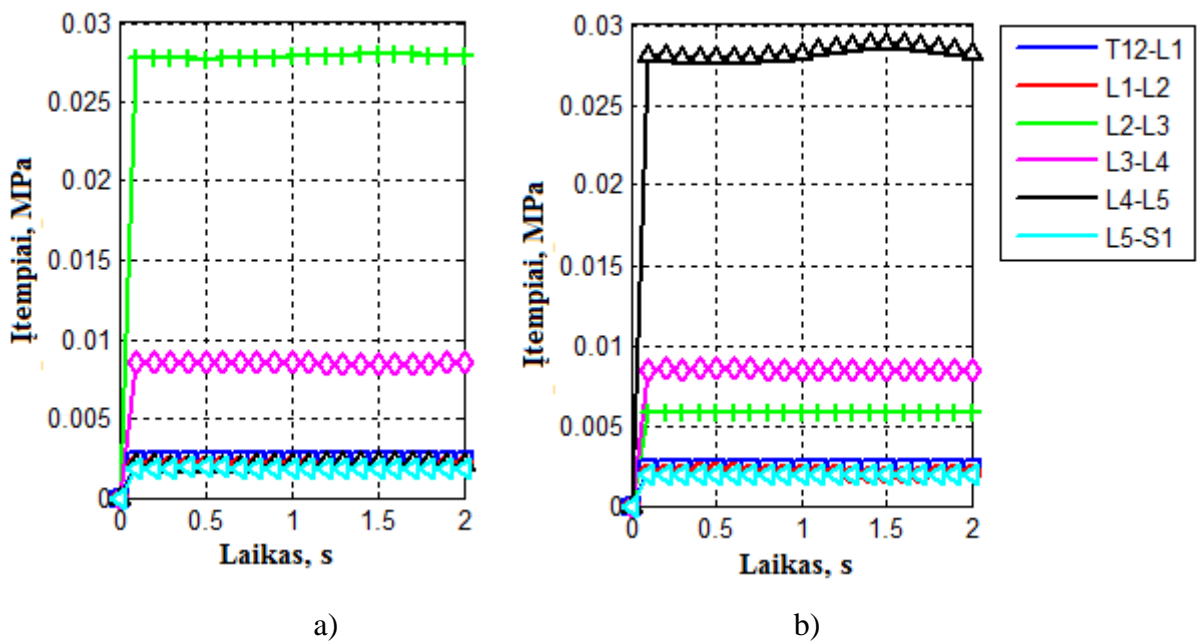
Reikia nepamiršti, jog tarpslankstelių diskų degeneracija gali vykti nevienodu tempu, todėl vienas ar keli tarpslanksteliniai diskai gali būti labiau pažeisti nei likusieji. Norint iširti vieno pažeisto disko įtaką, lenkimo judesys buvo modeliuojamas, kai L2-L3 tarpslanksteliniam diskui buvo suteiktos trečiojo degeneracijos laipsnio disko medžiagų savybės, o likę tarpslanksteliniai diskai laikyti sveikais. Kitu atveju, pažeisto tarpslankstelinio disko savybės priskirtos L4–L5 tarpslanksteliniam diskui.

Nagrinėjant įtempimų pasiskirstymą tiriamos stuburo dalies tarpslankstelių diskų skaiduliniuose žieduose, abiem atvejais reikšmingų skirtumų nėra (3.10 pav.), gauti įtempimų pasiskirstymai taip pat mažai skiriasi ir nuo visiškai sveikos stuburo dalies įtempimų pasiskirstymo skaiduliniuose žieduose.

Tačiau tiriant įtempimų pasiskirstymą minkštuosiuose branduoliuose, galima pastebėti, jog abiem atvejais pažeisto minkštojo branduolio įtempiai smarkiai padidėja (3.11 pav.).



3.10 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelinių diskų skaiduliniuose žieduose kitimas lenkimo judesio metu : a) kai pažeistas L2–L3 tarpslankstelinis diskas; b) kai pažeistas L4–L5 tarpslankstelinis diskas



3.11 pav. Maksimalių įtempių T12–S1 stuburo dalies tarpslankstelinių diskų minkštuosiuose branduoliuose kitimas lenkimo judesio metu : a) kai pažeistas L2–L3 tarpslankstelinis diskas; b) kai pažeistas L4–L5 tarpslankstelinis diskas

3.3. Diskusija

Taigi atlikus stuburo T12–S1 dalies skaitinius tyrimus, galima teigti, jog atliekant modeliuotą lenkimo judesį stuburas yra aktyvinamas, tačiau tarpslanksteliniuose diskuose nesusidaro dideli įtempiai dėl į priešingas puses veikiančių lenkimo momentų.

Kai lenkiama stuburo dalis su degeneruotais diskais, didėjant tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsniui, įtempiai tarpslanksteliniuose diskuose didėja, tačiau jie žymiai daugiau padidėja degeneruotų minkštųjų branduolių srityje nei skaiduliniuose žieduose. Be to, didėjant tarpslankstelinių diskų degeneracijos laipsniui, mažėja stuburo sistemos stabilumas.

Minkštąjį branduolį daugiausia sudaro vanduo, o vykstant degeneracijos procesui, mažėja baltymų proteoglikanų, lemiančių vandens sulaikymą tarpslankstelinio disko minkštajame branduolyje. Kartu su vandeniu į tarpslankstelinį diską patenka ir maisto medžiagos bei deguonis, todėl pakitus minkštojo branduolio struktūrai prastėja jo aprūpinimas ir degeneracijos procesas vyksta toliau. Dėl šių priežasčių ateityje būtų tikslinga sudaryti nagrinėtos stuburo dalies baigtinių elementų modelį, įvertinantį tarpslankstelinio disko poroelastines savybes bei slėgį tarpslankstelinių diskų viduje. Nustačius pristatytų lenkimo judesių įtaką vandens tekėjimui į ir iš tarpslankstelinio disko, būtų galima tiksliau įvertinti tokio judesio, o kartu ir 4.2 poskyryje pristatomo stuburo treniruoklio, padedančio taisyklingai atlikti šiuos lenkimo judesius, poveikį žmogaus stuburo sistemai ir galimybes sulėtinti tarpslankstelinių diskų degeraciją.

4. TYRIMŲ PRAKTINIS ĮGYVENDINIMAS

4.1. Stuburo lenkimo eksperimentinis tyrimas

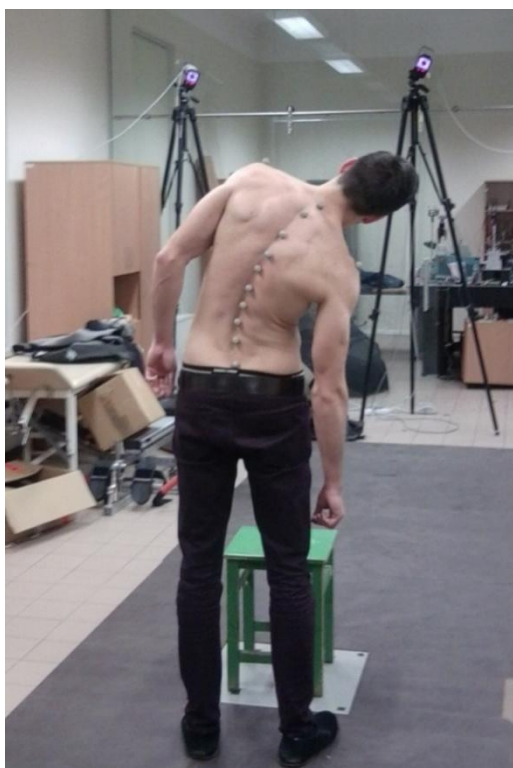
Mechatronikos instituto biomechanikos laboratorijoje fotogrametrijos metodu, naudojant kameras ir markerius, buvo atliktas žmogaus stuburo tyrimas. Eksperimento metu naudotos šešios ProRlex CMU type 170 241 kameros (4.1 pav.), leidžiančios užfiksuoti 50 μ m poslinkius, bei „Qualisys Track Manager“ programinė įranga. Stebėtas vienas tiriamasis, kuris stovėdamas bei sėdėdamas lankstėsi į šonus. Eksperimento metu ant tiriamojo nugaros dešimties slankstelių vietose buvo pritvirtinti dešimt šviesą atspindinčių markerių ir kameromis fiksuojamas jų poslinkis judesių metu. (4.2 pav.). Eksperimento metu buvo nustatyti stuburo slankstelių poslinkiai vienas kito atžvilgiu tiriamajam esant įvairiose padėtyse. Reikia atkreipti dėmesį, jog markeriai yra klijuojami ant odos, todėl nustatoma stuburo slankstelių padėtis nėra visiškai tiksli dėl odos reologinių savybių, tačiau gauti rezultatai yra pakankamai tikslūs siekiant nustatyti pagrindinius juosmeninės stuburo dalies judesių dėsningumus.



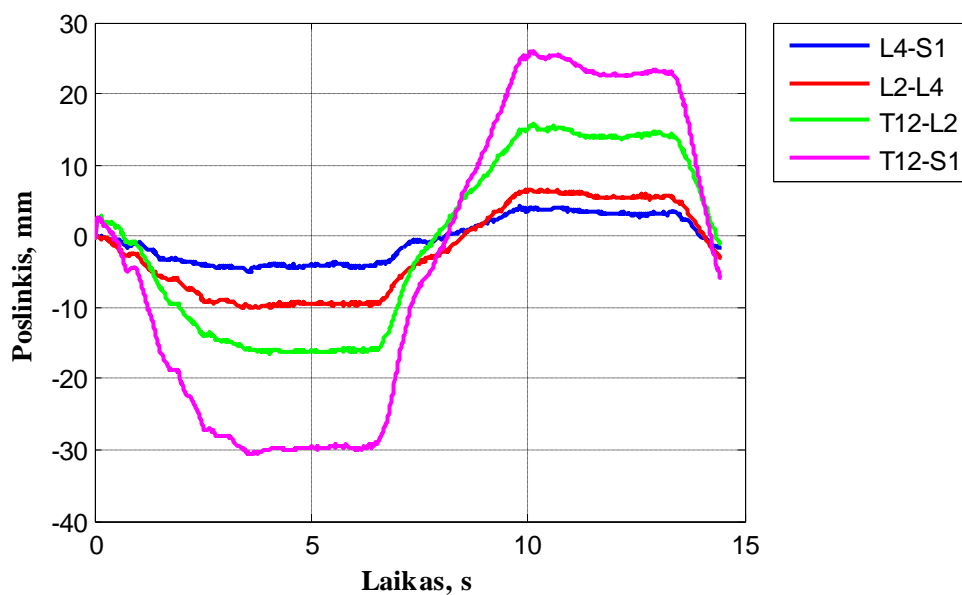
4.1 pav. ProReflex MCU 500 Type 170 241 kamera

Eksperimento metu didžiausias dėmesys buvo kreipiamas į juosmeninės stuburo dalies poslinkius. 4.3 pav. parodyta S1, L4, L2 ir T12 slankstelių poslinkiai vienas kito atžvilgiu. Matyti, jog atliekant lenkimo judesius į skirtingas puses gaunami nevienodi poslinkiai, kadangi lenkiantis sunku tiksliai pakartoti judesius abiem kryptimis, be to, reikia pastebėti, kad dažnai skirtingos kūno pusės būna nevienodai lanksčios. Kaip matyti iš grafikų, lenkiantis poveikis apatinei juosmeninės stuburo

dalis sričiai yra nedidelis, maksimalus poslinkis tarp S1 ir T12 slankstelių yra apie 5 mm. Taigi paprastais lankstymosi pratimais veikti apatinę juosmeninės stuburo dalies, kurioje dažniausiai atsiranda pažeidimai, dalį nėra lengva.



4.2 pav. Tiriamasis stuburo lenkimo eksperimento metu



4.3 pav. S1, L4, L2 ir T12 slankstelių poslinkiai vienas kito atžvilgiu atliekant lenkimo priekinėje plokštumoje judesį

4.2. Stuburo treniruoklio veikimo principas

Kaip jau minėta, Mechatronikos institute kuriamas stuburo treniruoklis (4.4 pav.), kuriuo galima atlikti lenkimosi į šonus judesius, kurių maksimalus posūkis abiejomis kryptimis yra 30° (4.5 pav.). Maksimalus kojų poslinkio skirtumas – 150 mm. Atliekant šiuos judesius, viršutinė stuburo dalis lenkiama į vieną pusę, o apatinė – į kitą.



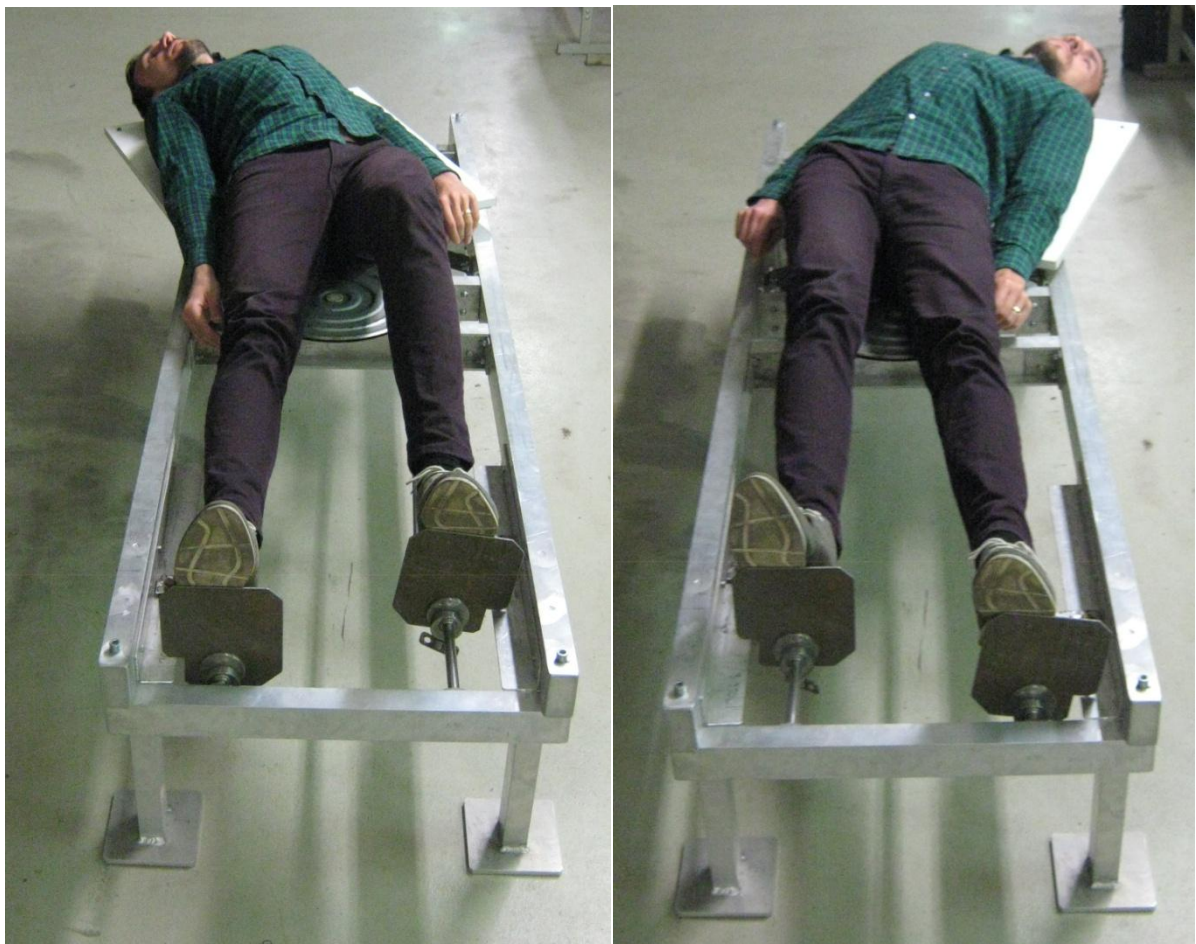
4.4 pav. Stuburo treniruoklis

Manoma, jog treniruoklis galėtų būti naudojamas trimis funkcijoms atlikti:

1. Treniruotėms ir taisyklingo lenkimosi judesio atlikimo mokymuisi;
2. Reabilitacijai;
3. Stuburo problemų diagnostikai.

Keliama hipotezė, jog atliekant treniruoklio leidžiamą judesį galima suaktyvinti kraujotaką, o kartu ir difuzijos procesą šios stuburo dalies tarpslankstelinuose diskuose ir taip paskatinti maisto medžiagų bei deguonies tiekimą į ir iš tarpslankstelinio diskų. Naudojantis treniruokliu, stuburo

tarpslanksteliniai diskai apkraunami nesmarkiai, juo taip pat lengviau taisyklingai atlikti aprašytus lenkimo judesius.



a)

b)

4.5 pav. Lenkimo judesių atlikimas stuburo treniruokliu: a) lenkimo judesys į dešinę; b) lenkimo judesys į kairę

Žmonėms, turintiems stuburo problemų ir negalintiems patiems atlikti lenkimo judesių, treniruoklis gali būti naudojama kaip reabilitacijos priemonė, kai tinkamo greičio ir amplitudės lenkimo judesius sukuria elektros variklio varoma perdava. Sukimosi judesys iš variklio per sliekinį reduktorių perduodamas mechanizmui, kuris paverčia sukamąjį judesį į švytuojamąjį. Sukantis treniruoklio pagrindinei plokštei, kojų atramoms suteikiamas slenkamasis judesys, taip žmogaus stuburo apatinė dalis verčiama judėti į priešingą pusę nei viršutinė. Elektros variklis gali būti prijungtas arba atjungtas nuo treniruoklio mechanizmo, priklausomai nuo to, kuriuo tikslu treniruoklį planuojama naudoti.

Taip pat planuojama treniruoklį pritaikyti stuburo problemų diagnostikai. Literatūroje [13, 43] aprašomos galimybės naudojantis judesių metu gautą akustinę informaciją panaudoti tiriamų kūno dalių: stuburo slankstelių, kelio ar klubo sąnario, pakitimų nustatymui, kurie dar gali būti neaptinkami kitais neinvaziniais diagnostikos metodais.

Pagaminus šį treniruoklį bus atliekami eksperimentiniai tyrimai, siekiant nustatyti jo poveikį žmogaus stuburo sistemai.

IŠVADOS

1. Sudarytas ir patikrintas stuburo tarpslankstelinio disko modelis, kuris naudotas tinkamoms skirtingų degeneracijos laipsnių tarpslankstelių diskų elementų mechaninėms savybėms parinkti.
2. Sudarytas ir patikrintas stuburo T12–S1 dalies baigtinių elementų modelis, naudojamas lenkimo judesių priekinėje plokštumoje tyrimams.
3. Nustatyta, jog atliekant aprašytą lenkimo judesį, sveiko stuburo T12–S1 dalies tarpslankstelinuose diskuose atsirandantys įtempiai nėra dideli. Šiuo atveju labiausiai apkrauti yra L2–L3 ir L3–L4 tarpslanksteliniai diskai, o maksimali įtempių reikšmė juose yra 0,035 MPa. Tačiau įtempiai pastebimai išauga didėjant tarpslankstelių diskų degeneracijos laipsniui. Įtempiai ypač padidėja degeneruotų tarpslankstelių diskų minkštuosiuose branduoliuose.
4. Eksperimentinis tyrimas parodė, jog atliekant paprastą lenkimosi į šonus judesį nepavyksta aktyviai veikti apatinės stuburo dalies, kuriai dažniausiai tenka didžiausios apkrovos ir kurios pakitimai lemia nugaros skausmus.
5. Aprašytas stuburo treniruoklio, kurio poveikio žmogaus stuburo sistemai tyrimus planuojama atlikti, veikimo principas ir panaudojimo galimybės.

LITERATŪRA

1. Adams, M. A., McNally, D. S., Dolan, P. Stress distributions inside intrvertebral discs. The effects of age and degeneration. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1996, vol. 78, p. 965–972.
2. Adams, M. A., Dolan, P. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 2005, vol. 38, p. 1972–1983.
3. Bibby, S. R., et al. The pathophysiology of the intervertebral disc. *Joint Bone Spine*. 2001, vol. 68, no. 6, p. 537–542.
4. Byrne, T. N.; Benzel, E. C.; Waxman, S. G. Diseases of the spine and spinal cord. 2000, Oxford University Press, USA, p. 429, ISBN 9780198029694.
5. Brekelmans, W. A.; Poort, H. W.; Slooff, T. J. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthopaedica Scandinavia*. 1972, vol. 43, p. 301–307.
6. Campbell-Kyureghyan, N., et al. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clinical Biomechanics*. 2005, vol. 20, p. 455–464.
7. Cheung, J. M.-T.; Zhang, M.; Chow, D. H.-K. Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clinical Biomechanics*. 2003, vol. 18, p. 790–799.
8. Denoziere, G.; Ku, N. K. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*. 2006, vol. 39, p. 766–775.
9. DeWit J. A., Cronin D. S. Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012, vol. 10, p. 138–150.
10. El-Rich, W., et al. Finite element investigation of the loading rate effect in the spinal load-sharing changes under impact conditions. *Journal of Biomechanics*. 2009, vol. 42, p. 1252–1262.
11. European Commission Special Eurobarometer. Health in The European Union. 2007.
12. Fast, A.; Goldsher, D. Navigating the adult spine: bringing clinical practice and neuroradiology. 2006, Demos Medical Publishing, New York, p. 201. ISBN 9781934559741
13. Glaser, D., et al. A non-invasive acoustic and vibration analysis technique for evaluation of hip joint conditions. *Journal of Biomechanics*. 2010, vol. 43, p. 426–432.

14. Guo Li-Xin; Zhang Yi-Min; Zhang Ming. Finite element modelling and modal analysis of the human spine vibration configuration. *IEEE Transactions on Biomechanical engineering*. 2011, vol. 58, no. 10, p. 2987–2990.
15. Haq, R., et al. 3D lumbar spine intervertebral disc segmentation and compression simulation from MRI using shape-aware models. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2015, vol. 10, p. 45–54.
16. Heuer, F., et al. Creep associated changes in intervertebral disc bulging obtained with a laser scanning device. *Clinical Biomechanics*. 2007, vol. 22, p. 737–744.
17. Heuer, F., et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, p. 271–280.
18. Holguin, N., et al. Short applications of very low-magnitude vibrations attenuate expansion of the intervertebral disc during extended bed rest. *The Spine Journal*. 2009, vol. 9, p. 470–477.
19. Izambert, O., et al. Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *European Spine Journal*. 2003, vol. 12, p. 562–566.
20. Yao, H.; Hu, W. Y. Three-dimensional inhomogeneous triphasic finite-element analysis of physical signals and solute transport in human intervertebral disc under axial compression. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, p. 2071–2077.
21. Jebaseelan D. D., et al. Biomechanical responses due to discitis infection of a juvenile thoracolumbar spine using finite element modeling. *Medical Engineering and Physics*. 2014, vol. 36, p. 938–943.
22. Kaigle, A., et al. In vivo dynamic stiffness of the porcine lumbar spine exposed to cycling loading: influence of load and degeneration. *Journal of Spine Disorders*. 1998, vol. 11, p. 65–70.
23. Klisch, S. M.; Lotz, J. C. A special theory of biphasic mixtures and experimental results for human annulus fibrosus tested in confined compression. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2000, vol. 122, p. 180–188.
24. Kong, W. Z.; Goel, V. K. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*. 2003, vol. 28, no. 17, p. 1961–1967.
25. Kroeber, M, et al. Effects of controlled dynamic disc distraction on degenerated intervertebral disc. *Spine*. 2005, vol. 30, no. 2, p. 181–187.

26. Kurutz, M.; Oroszvary, M. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase. *Journal of Biomechanics*. 2010, vol. 43, p. 433–441.
27. Maladrino, A.; Planell, J.A.; Lacroix, D. Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation. *Journal of Biomechanics*. 2009, vol. 42, p. 2780–2788.
28. Marini, G.; Huber, G.; Puschel, K.; Ferguson, S. J. Nonlinear dynamics of the human lumbar intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*. 2015, vol. 48, p. 479–488.
29. Marras, W. S. *The working back. A systems review*. 2008, John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey. p. 321. ISBN 9780470258569.
30. Massey, Ch. J., et al. Effects of aging and degeneration on the human intervertebral disc during the diurnal cycle: A finite element study. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012, January, p. 122–128.
31. Meijer, G. J. M., et al. Influence of interpersonal geometrical variation on spinal motion segment stiffness: implications for patient-specific modeling. *Spine*. 2011, vol. 36, no. 14, p. E929–E935.
32. Michalek, A. J.; Gardner-Morse, M. G.; Iatridis, J. C. Large residual strains are present in the intervertebral disc annulus fibrosus in the unloaded state. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, p. 1227–1231.
33. Nabhani, F.; Wake, M. Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine. *Journal of Materials Processing Technology*. 2002, vol. 127, p. 40–47.
34. Niemeyer, F.; Wilke, H-J.; Schmidt, H. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—A probabilistic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, p. 1414–1423.
35. Noailly, J.; Planell, J. A.; Lacroix, D. On the collagen criss-cross angles in the annuli fibrisi of lumbar spine finite element models. *Biomechanics and modeling in Mechanobiology*. 2011, vol. 10, p. 203–219.
36. Perie, D.; Korda, D.; Iatridis, J. C. Confined compression experiments on bovine nucleus pulposus and annulus fibrosus: sensitivity of the experiment in the determination of compressive modulus and hydraulic permeability. *Journal of Biomechanics*. 2005, vol. 38, p. 2164–2171.

37. Quasim M., et al. Initiation and progression of mechanical damage in the intervertebral disc under cyclic loading using continuum damage mechanics methodology: a finite element study. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, p. 1934–1940.
38. Rohlmann, A., et al. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of Biomechanics*. 2009, vol. 42, p. 1520–1526.
39. Schmidt H., et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine*. 2007, vol. 32, no. 7, p. 748–755.
40. Schmidt, H., et al. Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis. *European Spine Journal*. 2012, vol. 21, no. 5, p. S663–S674.
41. Schmidt, H., et al. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *Journal of Biomechanics*. 2013, vol. 46, p. 2342–2355.
42. Schroeder, Y., et al. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *European Spine Journal*. 2006, vol. 15, no. 3, p. 361–371.
43. Shark, L.-K., Chen, H., Goodacre, J. Knee acoustic emission: A potential biomarker for quantitative assessment of joint ageing and degeneration. *Medical Engineering & Physics*. 2011, vol. 33, p. 534–545.
44. Tejszerska D.; Gzik M. Biomechanical model of the human cervical spine. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 1999, vol. 1, no. 2, p. 39–48.
45. Teo, E.C.; Ng, H.W. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Medical Engineering & Physics*. 2001, vol. 23, p. 155–164.
46. Thompson, J. P., et al. Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine*. 1990, vol. 15, no. 5, p. 411–415.
47. van der Houwen, E. B., et al. Geometry of the intervertebral volume and vertebral endplates of the human spine. *Annals of Biomedical Engineering*. 2010, vol. 28, no. 1, p. 33–40.
48. Walsh, A. J. L.; Lotz, J. C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*. 2004, vol. 37, p. 329–337.
49. Wang, W., et al. Biodynamic response and spinal load estimation of seated body in vibration using finite element modeling. *Industrial Health*. 2010, vol. 48, p. 557–564.

50. Weisse, B., et al. Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4–L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013, vol. 13, p. 45–61.
51. Zhou, S. H., et al. Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae - analysis of data from digitised CT images. *European Spine Journal*. 2009, vol. 9, p. 242–248.

PRIEDAI

1 Priedas. Literatūroje pateiktiems stuburo modeliams kurti naudotos medžiagų savybės

Medžiagos savybė	Reiškė	Literatūros šaltinis
Minkštojo branduolio tamprumo modulis E, MPa	0,1	[8]
	0,15	[42]
	0,75	[30]
	1	[37], [26], [45]
Minkštojo branduolio Puasono koeficientas ν	0,17	[42], [30]
	0,4	[37]
	0,499	[26], [45], [8]
Skaidulinio žiedo tamprumo modulis E, MPa	1,5	[30]
	3,4	[45]
	4,0	[26]
	4,2	[37], [8]
Skaidulinio žiedo Puasono koeficientas ν	0,17	[30]
	0,4	[45], [37]
	0,45	[26], [8]
Skaidulinio žiedo skaidulų tamprumo modulis E, MPa	100	[30]
	Skirtingiems skaidulų sluoksniams skirtingi	[26], [8]
Skaidulinio žiedo skaidulų Puasono koeficientas ν	0,3	[8]
	0,1	[30]
Galinių plokštelių tamprumo modulis E, MPa	20	[37]
	100	[26]
	500	[45]
	3000	[8]
Galinių plokštelių Puasono koeficientas ν	0,3	[8]
	0,4	[37], [26], [45]
	0,17	[30]