

**VILNIAUS UNIVERSITETAS
MEDICINOS FAKULTETAS**

Reabilitacijos studijų programa

Sveikatos mokslų institutas, Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra

Alina Tomaševič, II kursas, 2 grupė

MAGISTRO BAIGIAMASIS DARBAS

**Kineziterapeutų juosmeninės stuburo dalies biomechaninių apkrovų analizė
atliekant pacientų perkėlimą**

**Analysis of Biomechanical Loads on the Lumbar Spine of Physiotherapists
During the Manual Patient Transfer**

Darbo vadovas

Docentė dr. Aušra Adomavičienė

Katedros vadovas

Asistentas dr. Tomas Aukštikalnis

Vilnius, 2025

Studento elektroninio pašto adresas: alina.tomasevic@mf.stud.vu.lt

DARBO ANOTACIJA

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Kineziterapeutų juosmeninės stuburo dalies biomechaninių apkrovų analizė atliekant pacientų perkėlimą“ atliktas 2024 – 2025 metais Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Sveikatos mokslų instituto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje.

Darbo autorius: Alina Tomaševič, Vilniaus universiteto Reabilitacijos magistro studijų programos II kurso studentė.

Darbo vadovas: docentė dr. Aušra Adomavičienė, Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Sveikatos mokslų instituto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra.

Baigiamasis darbas apsvarstytas VU MF SMI Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedros Jungtinio Reabilitacijos studijų programų komiteto sudarytoje komisijoje 2025 m. balandžio 14 d., įvertintas teigiamai ir rekomenduotas viešai ginti.

Darbo recenzentas:

Asist. Dr. Jurga Indriūninė

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Kineziterapeutų juosmeninės stuburo dalies biomechaninių apkrovų analizė atliekant pacientų perkėlimą“ ginamas viešame Reabilitacijos magistro baigiamųjų darbų gynimo komisijos posėdyje, kuris įvyks 2025 m. birželio mėn. 5 d. 10:00 val. Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Sveikatos mokslų instituto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje, adresu Akademijos g. 4, Vilnius.

Su darbu galima susipažinti Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Sveikatos mokslų instituto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje.

TURINYS

DARBO ANOTACIJA.....	2
SANTRAUKA	5
ABSTRACT	7
TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ PAAIŠKINIMAI	9
DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS.....	10
DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS.....	11
DARBE PATEIKTŲ SCHEMŲ SĄRAŠAS	12
1. ĮVADAS.....	13
2. LITERATŪROS APŽVALGA	16
2.1. Biomechaninė stuburo judėjimo ir apkrovų analizė	16
2.1.1. Stuburo struktūrinės ir biomechaninės ypatybės	16
2.1.2. Ryšys tarp kūno judesių ir biomechaninio stuburo judėjimo	18
2.1.3. Juosmeninės stuburo dalies biomechaniniai ypatumai	19
2.1.4. Sąsajos tarp juosmeninės stuburo dalies apkrovų ir traumavimo rizikos.....	20
2.2. Ergonominiai principai ir saugaus paciento perkėlimo ypatumai	22
2.2.1. Ergonominiai standartai paciento perkėlimo metu.....	22
2.2.2. Patiriamos biomechaninės apkrovos paciento perkėlimo metu.....	24
2.2.3. Rizikos veiksniai sukeliantys biomechanines perkrovas.....	25
2.3. Pacientų perkėlimas kineziterapeutų darbe	27
2.3.1. Kineziterapeutų darbe pacientų perkėlimui naudojamos metodikos.....	27
2.3.2. Patiriami rizikos veiksniai kineziterapeutų darbe.....	28
2.3.3. Kineziterapeutų fizinės ir funkcinės charakteristikos.....	29
2.3.4. Ergonominių ir biomechaninių žinių taikymas kineziterapeutų tarpe.....	30
3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA	33
3.1. Tyrimo organizavimas.....	33
5.2. Tyrimo metodika	34
5.3. Statistinė duomenų analizė	40

4. TYRIMO REZULTATAI.....	41
5.1. Bendra tiriamųjų charakteristika	41
5.2. Apatinių galūnių jėgos vertinimas.....	42
4.2.1. Keturgalvio šlaunies raumens analizavimas tarp grupių	42
4.2.2. Didžiojo sėdmens raumens analizavimas tarp grupių	43
4.4. Liemens raumenų ištvermės vertinimas	45
4.4.1. Lenkiamųjų raumenų ištvermės vertinimas.....	45
4.4.2. Tiesiamųjų raumenų ištvermės vertinimas	46
4.5. Juosmeninės stuburo dalies mobilumo vertinimas	46
4.5.1. Lenkimo amplitudės analizavimas	46
4.5.2. Tiesimo amplitudės analizavimas.....	47
4.6. Biomechaninių apkrovų tenkančių juosmeninei stuburo daliai paciento perkėlimo metu analizė	49
4.6.1. Stuburo L5–S1 segmento jėgų ir momentų analizė.....	49
4.6.2. Stuburo L5–S1 segmento biomechaninių apkrovų palyginimas keliant pacientą su diržu ir be diržo	52
4.7. Skirtingų veiksnių poveikis patiriamoms biomechaninioms apkrovoms	53
6. TYRIMO REZULTATŲ APTARIMAS.....	55
7. IŠVADOS.....	57
8. REKOMENDACIJOS	58
8. LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	59
9. PRIEDAI	65

SANTRAUKA

Vilniaus universiteto Medicinos fakultetas Sveikatos mokslų institutas

Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra

Reabilitacijos magistro studijų programa

KINEZITERAPEUTŲ JUOSMENINĖS STUBURO DALIES BIOMECHANINIŲ APKROVŲ ANALIZĖ ATLIEKANT PACIENTO PERKĖLIMĄ

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas

Darbo autorė: Alina Tomaševič

Darbo vadovė: docentė dr. Aušra Adomavičienė

Pagrindinės sąvokos (raktiniai žodžiai): biomechaninės apkrovos, paciento perkėlimas, kineziterapeutai

Darbo tikslas: Įvertinti kineziterapeutų biomechanines apkrovas patiriamas juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo metu ir nustatyti fizinės ir funkcinės būklės sąsajas su patiriamomis biomechaninėmis apkrovomis.

Darbo uždaviniai:

1. Įvertinti ir išanalizuoti tiriamųjų fizinę ir funkcinę būklę, antropometrinius duomenis ir su profesine veikla susijusias charakteristikas.
2. Įvertinti tiriamųjų juosmeninės stuburo dalies biomechanines apkrovas taikant skirtingas paciento perkėlimo technikas.
3. Nustatyti tiriamųjų juosmeninėje dalyje patiriamų biomechaninių apkrovų sąsajas su fizinės ir funkcinės būklės rodikliais, profesinės veiksniais bei antropometrija.

Tyrimo metodai: Iš viso tyrime dalyvavo 40 tiriamųjų, kurie atliko tris skirtingus imituojamus paciento perkėlimus: kai pacientas visiškai nepadeda (1), pacientas kiek padeda tiriamajam (2) ir perkėlimas su perkėlimo diržu (3). Fazinei ir funkicinei būklei įvertinti buvo naudojama: antropometrinės charakteristikos, stuburo mobilumas, raumenų jėga ir liemens ištvermė; pacientų perkėlimo judesius fiksavo Xsens MVN 17 žymeklių sistema.

Rezultatai: Kineziterapeutų fizinės ir funkcinės būklių rezultatai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) amžiaus, darbo patirties, KMI rodiklio atžvilgiu, tačiau buvo stebimas statistiškai reikšmingas skirtumas tarp vyrų ir moterų vertinant apatinių galūnių jėgas ($p < 0,05$). Lyginant patiriamas biomechanines apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje skirtingų perkėlimų metu, nustatyta, kad perkėlimas su pagalbiniu diržu mažina patiriamas apkrovas. Koreliacijų analizė parodė, jog esant

silpniesiems kojų raumenims ir padidėjusiam tiesimui juosmeninėje dalyje, didėja biomechaninės apkrovos ir sukelia traumatizmo rizika.

Išvados:

1. Mūsų tyrime dauguma tiriamųjų buvo moterys (57,5%), kurių darbo patirtis vidutiniškai siekė $1,65 \pm 3,27$ metus. Tiriamųjų amžiaus vidurkis siekė $23,68 \pm 4,80$ metus, svoris – $74,10 \pm 13,03$ kg, ūgis $177,76 \pm 11,24$ cm, KMI $23,32 \pm 2,61$ ir kiti fizinio parengtumo rodikliai kiek atitiko bendrus fizinio treniruotumo standartus bei statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) atsižvelgus į tiriamųjų amžių, darbo patirtį bei KMI rodiklį, išskyrus nustatytus statistiškai reikšmingus raumenų jėgos skirtumus tarp vyrų ir moterų ($p < 0,05$).
2. Nustatyti didžiausi biomechaniniai krūviai, tenkantys L5-S1 segmentui atliekant paciento perkėlimą, aktyvaus kėlimo fazėje tarp 2,0 ir 4,5 s kuomet pasiekiamas didžiausias segmento L5-S1 kompresija, siekianti ribinę 7 000 N normą tiek pacientą perkeltant su pagalbinėmis priemonėmis tiek be jų. Kėlimo diržo naudojimas leidžia pasiekti biomechanškai optimalią stuburo apkrovos eigą: vertikalios jėgos ir momentai pakyla kontroliuotai, šlyties jėga sumažėja iki 40 % ir sukamieji komponentai išlieka ženkliai mažesni, o raumenų aktyvacija – koordinuota, tuo tarpu perkeltant be pagalbinių priemonių biomechaninės apkrovos stuburui tampa žymiai intensyvesnės, chaotiškos, mažiau kontroliuojamos ir kelia didesnę traumų riziką.
3. Išanalizavę veiksniai, kurie gali įtakoti patiriamas biomechanines apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje, nustatėme, antropometriniai tiriamųjų duomenys neįtakoja apkrovų dydį, tačiau fiziniai tiriamųjų rodikliai turi įtakos kompresinėms ir šlyties apkrovoms ($p < 0,05$). Tiriamieji, kurių DSR jėga buvo mažesnė ir juosmens tiesimas buvo per didelis, patyrė didesnes apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje.

ABSTRACT

Vilnius University Faculty of Medicine Health Science Institute

Department of Rehabilitation, Physical and Sports Medicine

Master's Degree of Rehabilitation

ANALYSIS OF BIOMECHANICAL LOADS ON THE LUMBAR SPINE OF PHYSIOTHERAPISTS DURING THE MANUAL PATIENT TRANSFER

Rehabilitation Master's Thesis

The Author: Alina Tomaševič

Academic supervisor: PhD, assoc. professor Aušra Adomavičienė

Keywords: biomechanical loads, patient transfer, physiotherapists

The aim of research work: To assess biomechanical loads experienced by physiotherapists in the lumbar spine during patient transfer and to determine the links between physical, functional condition and biomechanical loads.

Tasks of work:

1. To assess and analyze physical and functional condition, anthropometric data and occupational characteristics of the subjects.
2. To assess biomechanical loads of the lumbar spine of the subjects using different patient transfer techniques.
3. To determine the links of the biomechanical loads experienced in the lumbar spine with indicators of physical and functional conditions, occupational factors and anthropometry.

Methods: A total of 40 subjects participated in the study, who performed three different simulated patient transfers: when the patient doesn't help at all (1), the patient helps the subject a bit (2) and lift with ergonomic belt (3). For the assessment of physical and functional condition, the following were used: anthropometric characteristics, spinal mobility, muscle strength and torso endurance; patient transfer movements were collected by motion capture system Xsens MVN 17 marker set.

Results: The physical and functional performance of physiotherapists didn't differ statistically significantly ($p > 0,05$) in terms of age, work experience, BMI, but a statistically significant difference was observed between men and women in the assessment of lower limb strength ($p < 0,05$). Comparing biomechanical loads experienced in the lumbar spine during different patient transfers, it was found that transfer with ergonomic belt reduces the loads experienced. The correlation analysis showed that with weaker leg muscles and increased range of motion in the lumbar region, biomechanical loads increase, and the risk of trauma is caused.

Conclusions:

1. In our study, most subjects were women (57.5%), with an average work experience of 1.65 ± 3.27 years. The average age of the subjects was 23.68 ± 4.80 years, weight – 74.10 ± 13.03 kg, height 177.76 ± 11.24 cm, BMI 23.32 ± 2.61 and other indicators of physical fitness were somewhat in line with the general standards of physical training and did not differ statistically significantly ($p > 0.05$) taking into account the age of the subjects, work experience and BMI indicator, with the exception of statistically significant differences in muscle strength between men and women ($p < 0.05$).
2. The maximum biomechanical loads on the L5-S1 segment during patient transfer have been identified in the active lifting phase between 2.0 and 4.5 s, when the maximum compression of the L5-S1 segment is reached, reaching the cut-off norm of 7,000 N, both when the patient is transferred with and without aids. The use of a lifting belt allows to achieve a biomechanically optimal spinal load stroke: vertical forces and moments rise in a controlled manner, the shear force is reduced to 40% and the rotational components remain significantly lower and the muscle activation is coordinated, while when moving without aids, the biomechanical loads on the spine become significantly more intense, chaotic, less controllable and pose a higher risk of injury.
3. After analysing the factors that can influence biomechanical loads experienced in the lumbar spine, we found that anthropometric data of the subjects do not affect the size of the loads, but physical indicators of the subjects have an impact on the compression and shear loads ($p < 0.05$). Subjects with lower gluteus maximus strength and excessive lumbar stretching experienced greater loads on the lumbar spine.

TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ PAAIŠKINIMAI

MPP- manualus paciento perkėlimas

KRS- kaulų ir raumenų sistema

ANDS- apatinės nugaros dalies skausmas

TD- tarpslanksteliniai diskai

JA- judesių amplitudė

FSV- funkcinis stuburo vienetas

NZ- neutrali zona

EZ- elastinga zona

KMI- kūno masės indeksas

FA- fizinis aktyvumas

KŠR- keturgalvis šlaunies raumuo

DSR- didysis sėdmens raumuo

MVC- didžiausias valingas susitraukimas

DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS

1 lentelė. Skirtingų apkrovų sąsajos su TD pažeidimais.....	21
2 lentelė. Tiriamųjų pasiskirstymas tarp grupių (n=40).....	33
3 lentelė. Bendros tiriamųjų charakteristikos.....	42
4 lentelė. KRŠ jėga kairėje ir dešinėje galūnėje.....	42
5 lentelė. KŠR jėgos vidurkių palyginimas skirtingose grupėse.....	43
6 lentelė. DSR jėga kairėje ir dešinėje galūnėje.....	44
7 lentelė. DSR jėgos vidurkių palyginimas skirtingose grupėse.....	45
8 lentelė. Liemens lenkiamųjų raumenų ištvermės rezultatai skirtingose grupėse.....	45
9 lentelė. Liemens tiesiamųjų raumenų ištvermės rezultatai skirtingose grupėse.....	46
10 lentelė. Juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudės vidurkių palyginimas grupėse.....	47
11 lentelė. Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės vidurkių palyginimas grupėse.....	48
12 lentelė. Patiriamos biomechaninės apkrovos skirtingų perkėlimo būdų metu.....	52
13 lentelė. Sąsajos tarp patiriamų biomechaninių apkrovų ir analizuojamų veiksmų.....	53

DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1 pav. Paciento perkėlimo aplinka.....	34
2 pav. Tyrime naudojami paciento perkėlimo metodai.....	36
3 pav. Xsens MVN sistemos kostiumas su inerciniais jutikliais.....	36
4 pav. 3D modelis atliekantis judesius realiu laiku ekrane.....	36
5 pav. L5-S1 stuburo segmento kompresinės ir šlyties jėgos bei lenkimo, ašiniai ir šoniniai momentai skirtingose paciento kėlimo fazėse.....	37
6 pav. Rankinis raumenų dinamometras Lafayette.....	38
7 pav. McGill testo pilvo raumenų ištvermės vertinimas.....	38
8 pav. McGill testo nugaros raumenų ištvermės vertinimas.....	39
9 pav. Rankinis inklinometras.....	39
10 pav. Lyčių pasiskirstymas tarp specialybių.....	41
11 pav. Patirties pasiskirstymas tarp specialybių.....	41
12 pav. Keturgalvio šlaunies raumens jėgos rezultatai skirtingose grupėse.....	43
13 pav. Didžiojo sėdmens raumens jėgos rezultatai skirtingose grupėse.....	44
14 pav. Juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudės rezultatų palyginimas su normatyvais (40°-60°).....	47
15 pav. Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės rezultatų palyginimas su normatyvais (25°-35°).....	48
16 pav. L5-S1 segmento patiriamos jėgos ir momentai kėlime be pagalbinių priemonių.....	49
17 pav. Biomechaninių apkrovų intensyvumas ir kryptinis pobūdis kėlimo metu.....	50
18 pav. L5-S1 segmento patiriamos jėgos ir momentai kėlime su perkėlimo diržu.....	51
19 pav. Juosmens raumenų aktyvacija perkėlimo metu.....	51

DARBE PATEIKTŲ SCHEMŲ SĄRAŠAS

1 schema. Tyrimo eigos etapai.....	35
------------------------------------	----

1. ĮVADAS

Nepaisant sveikatos sektoriaus modernizavimo, manualus pacientų perkėlimas (MPP) yra daugelio sveikatos specialistų darbo užduotimi, tačiau jis taip pat yra vienas iš pagrindinių profesinių rizikos veiksnių. Biomechaniniai tyrimai rodo, jog MPP generuoja dideles suspaudimo ir šlyties apkrovas stuburo L4-L5 bei L5-S1 tarpslankstelinuose diskuose (TD). Šios apkrovos yra patiriamos kai MPP metu yra atliekamas gilus lenkimas ar rotacija, laikant kūną nepatogioje padėtyje ilgą laiką. Todėl, specialistų vykdomas MPP dažnai siejamas su padidėjusia kaulų ir raumenų sistemos (KRS) sutrikimų rizika. Tai yra sutrikimai, kurie apima bet kurią KRS sistemos dalį, tačiau dažniausiai būna pažeidžiamos skirtingos stuburo dalys [1–3].

Stuburas yra sudėtinga sistema kuri yra sudaryta iš daugelio sąnarių bei kontroliuojama raumenimis. Ši sistema palaiko galvą bei liemenį laikysenos ir judesio metu, uždengia bei apsaugo nugaros smegenis, nervines šakneles, o kaklinės dalies lygyje, stuburo arterijas [4]. Taip pat, stuburas yra funkciškai sudėtingas ir reikšmingas žmogaus kūno komponentas. Dėka šios sistemos, liemeniui yra suteikiamas didelis lankstumas bet stuburas tarnauja kaip mechaninis ryšys tarp viršutinių ir apatinių galūnių, leidžiantis judėti visose trijose plokštumuose [5]. Visos stuburo sistemos pagrindiniai biomechaniniai tikslai yra suteikti struktūrinę atramą, įgalinti liemens judėjimą ir apsaugoti nervinius elementus. Taip pat, norint išvengti skirtingo tipo sužalojimų, žmogaus stuburas turi būti stabilus, kitaip yra sukeliamas ūmus skausmas kuris su laiku tampa lėtiniu [6].

Tam kad sveikatos priežiūros specialistai išvengtų KRS pažeidimų, egzistuoja mokymosi programos ir gairės, kurios remiasi ergonominiais principais. Gairėse yra pateiktos rekomendacijos, kurios padeda apsaugoti ir sumažinti apkrovą juosmeninėje stuburo dalyje. Rekomendacijos apima tokius principus kaip lenkimo ir rotacijos judesių vengimas ar mažinimas, bei kilnojamo svorio ribojimas- svoris neturi viršyti 15,9 kg. Tačiau, praktikoje yra dažnai nesilaikoma šių parametrų, dėl ko didėja KRS pažeidimų rizika [3,7–9].

Bernardes ir kt. tyrime įvertinus sveikatos priežiūros specialistų žinias apie ergonominius principus bei apie saugų ir taisyklingą pacientų perkėlimą, nustatė, jog vidutinis žinių balas siekė tik 54% (11.89 balai iš 22). Tai reiškia, jog tiriamiesiems trūko žinių apie MPP rekomendacijas bei rizikos vertinimą. Taip pat, nesilaikant gairių rekomendacijų, didėja tikimybė patirti dideles biomechanines perkrovas juosmeninėje stuburo dalyje, kurios viršija šios dalies leistinas normas [10]. Taip pat, 2018 m. Vietname buvo atliktas slaugytojų tyrimas, kuriuo metu buvo nustatyta, kad per 12 mėn. KRS pažeidimų paplitimas siekia 74,7% bei slaugytojos dažniausiai skundėsi nugaros (44,4%) ir kaklo (44,1%) skausmais [11]. Taip pat, 2020 m. Vietname buvo tiriami visi sveikatos priežiūros darbuotojai, įskaitant gydytojus, slaugytojus, technikus, vaistininkus ir odontologus, ir nustatė, kad 62,4% patiria KRS pažeidimus bei dažniausiai pažeidžiamos vietos yra nugarą (48,2%) ir kaklas (40%) [12].

Nors MPP gairėse rekomenduojama naudotis pagalbinėmis priemonėmis bei mokslinėje literatūroje yra įrodymų, jog priemonių naudojimas sumažina apatinės nugaros dalies skausmą (ANDS) iki 95%, tačiau sveikatos priežiūros darbuotojai dažnai nesinaudoja pagalbine įranga paciento perkėlimo metu. Toks specialistų požiūris priklauso nuo daugelio faktorių- nuo įrangos prieinamumo, specialistų žinių apie jos naudojimą bei ar įrangą yra lengvai naudojama, pavyzdžiui ar reikia papildomų jėgų įrangos naudojimui [10,13,14].

Darbo aktualumas- Kineziterapeutai savo darbe susiduria su dideliais fiziniais reikalavimais, įskaitant nepatogias ir ilgalaikes darbo padėtis, pasikartojančius dideles apkrovas judesius bei MPP. Šie darbo reikalavimai yra siejami su padidėjusia KRS pažeidimų rizika [15]. Per pastarąjį dešimtmetį tyrimai parodė didelį ANDS paplitimą kineziterapeutų tarpe, nepaisant jų profesinio pasirengimo traumų prevencijos metodų srityje. Taip pat, kineziterapeutai užima antrą vietą po slaugytojų pagal su darbu susijusiu ANDS tarp visų sveikatos priežiūros specialistų. Šio susirgimo paplitimas tarp kineziterapeutų per metus siekia 58-67% bei nustatyta, jog MPP yra pagrindinis rizikos faktorius įtakojantis kineziterapeutų darbingumą bet asmeninį gyvenimą. 2014 m. tyrime kineziterapeutai teigė, jog ANDS sukėlė praktikos įpročių ir aplinkos pokytį, o kai kurie specialistai turėjo pasitraukti iš specialybės. Todėl, darbuotojų fizinis pasirengimas gali būti veiksminga strategija siekiant pagerinti jų darbingumo lygį bei sumažinti KRS pažeidimų riziką [11,13,15–17].

Tyrimo hipotezė- Tikėtina, kad paciento perkėlimo metu kineziterapeutų juosmeninei stuburo daliai sukeliama per didelės biomechaninės apkrovos bei didinančios traumatizmo riziką yra labiau siejamos su specialistų fizinio pasirengimo rodikliais, amžiumi ir paciento perkėlimo technikomis.

Tyrimo tikslas- Įvertinti kineziterapeutų biomechanines apkrovas patiriamas juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo metu ir nustatyti fizinės ir funkcinės būklių sąsajas su patiriamomis biomechaninėmis apkrovomis.

Tyrimo objektas- Veiksniai, keliantys per dideles biomechanines apkrovas ir siejami su padidinta traumatizmo rizika.

Tyrimo subjektas- asmenys perkelianys pacientus

Uždaviniai:

1. Įvertinti ir išanalizuoti tiriamųjų fizinę ir funkcinę būklę, antropometrinius duomenis ir su profesine veikla susijusias charakteristikas.
2. Įvertinti tiriamųjų juosmeninės stuburo dalies biomechanines apkrovas taikant skirtingas paciento perkėlimo technikas.
3. Nustatyti tiriamųjų juosmeninėje dalyje patiriamų biomechaninių apkrovų sąsajas su fizinės ir funkcinės būklės rodikliais, profesiniais veiksniais bei antropometrija.

Tyrimo naujumas- Mokslinėje literatūroje yra dažnai nagrinėjama kokias biomechanines apkrovas patiria slaugytojos paciento perkėlimo metu bei kokie aplinkos, darbo, psichologiniai

veiksniai gali tai įtakoti. Tačiau, trūksta tyrimų, kuriuose tiriama grupė būtų sudaryta iš kineziterapeutų, o tyrimų, kurie vertintų sąsajas tarp fizinės, funkcinės būklės ir biomechaninių apkrovų rasti nepavyko. Todėl, šiame tyrime pagrindinę tiriamųjų grupę sudaro kineziterapeutai bei yra vertinama jų fizinė ir funkcinė būklė, skaičiuojamos biomechaninės apkrovos bei ieškomos sąsajos tarp patiriamų apkrovų ir fizinės bei funkcinės būklių.

Darbo praktinė reikšmė- Įvertinus sąsajas tarp kineziterapeutų fizinės, funkcinės būklių ir patiriamų biomechaninių apkrovų bei nustatius kokie parametrai labiausiai įtakoja patiriamas apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo metu, yra sudaroma galimybė tiksliai įvertinti traumų ir skausmo atsiradimo rizikas juosmeninėje stuburo dalyje. Remiantis gautais rezultatais, yra galimybė sudaryti tikslias rekomendacijas bei sukurti prevencines priemones kurios mažintų biomechanines apkrovas kineziterapeutų juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo metu.

2. LITERATŪROS APŽVALGA

2.1. Biomechaninė stuburo judėjimo ir apkrovų analizė

2.1.1. Stuburo struktūrinės ir biomechaninės ypatybės

Stuburas yra kaulinė struktūra, kurią sudaro skirtingos anatomicinės dalys: stuburo slanksteliai, TD, raiščiai, šonkauliai bei stuburo raumenys [18]. Viena iš pagrindinių stuburo funkcijų yra apsaugoti nugaros smegenis nuo išorinių pažeidimų bei smūgių, tačiau egzistuoja ir kitos svarbios šios struktūros funkcijos, kaip kūno masės palaikymas, priešinimasis išorinėms jėgoms ir jų atlaikymas, bei galimybė suteikti kūnui lankstumą ir mobilumą energijos išsklaidymo metu [19].

Stuburą sudaro 33-34 slanksteliai, suskirstyti į 5 anatominius regionus. Šias dalis sudaro 7 kakliniai, 12 krūtininiai, 5 juosmeniniai, 5 kryžkauliniai bei 4-5 uodegikaulio kaulai. Kiekvienas stuburo slankstelis susideda iš centrinio kanalo ir prisideda prie tarpslankstelinės angos, kuri leidžia nugaros smegenims bei jos ataugoms koordinuotai keliauti iš smegenų į tikslines kūno vietas. Taip pat, sudėtinga slankstelio anatomija užtikrina stuburo stabilumą kartu su nugaros smegenų ir susijusių rezginių palaikymu ir apsauga. Sagitalinėje plokštumoje stuburas yra išlenktas ir susideda iš keleto linkių- kaklinės ir juosmeninės lordozės bei krūtininės ir kryžkaulinės kifozės. Kaklinė bei juosmeninė lordozė leidžia išlaikyti horizontalų žvilgsnį stovint vertikalioje padėtyje. Kiekviena kreivė turi savo linkio laipsnius: kaklinė lordozė būna maždaug 40°, krūtininė kifozė svyruoja nuo 20° iki 50°, juosmeninė lordozė svyruoja nuo 40° iki 60°, o kryžkaulinė kifozė būna maždaug 25° [20,21]. Šios sagitalinės kreivės atspindi evoliucinį atsaką į stovimos padėties poreikius ir dvipusę eiseną su mažomis energijos sąnaudomis [4].

Kiekviena stuburo dalis yra skirtinga. Kalbant apie kaklinės dalies slankstelius, pirmi du slanksteliai- atlantas (C1) bei ašis (C2)- prisideda prie daugumos kaklo rotacijų, o vien tik pačio atlanto sujungimas su kaukolės pakaušiu yra reikšmingas pagrindas galvos lenkimo ir tiesimo judesiams. Likę kaklo slanksteliai yra mažiausi palyginus su visais kitais stuburo regionais, bet slanksteliai pradeda palaipsniui didėti su kiekvienu žemesniu stuburo lygiu, nes leidžiantis žemyn, stuburas palaiko didesnę kūno svorį. Kaklinės dalies raiščių anatomija yra unikali, užtikrinanti atramą galvai bei išlaikanti jos stabilumą, nepaisant didelio šios stuburo dalies lankstumo [21].

Krūtininėje dalyje yra didžiausias slankstelių skaičius, kurie taip pat palaipsniui didėja leidžiantys žemyn palei stuburą. Tipiniai krūtininės dalies bruožai yra slankstelių sujungimas su šonkauliais bei maksimalus šios stuburo dalies standumas dėl šonkaulių ir slankstelių jungčių bei pagalbinių raiščių atramos. Taip pat, „stuburo sankryžos“ regionai, tokie kaip C7-Th1 ir Th12-L1 yra stuburo judesių perėjimo vietos- iš judraus į standaus regiono perėjimas ir atvirkščiai [21].

Juosmeninės stuburo dalies slanksteliai palyginus su kitomis dalimis yra dideli ir sunkūs. Dėl savo didelių kūnų, slanksteliai gali absorbuoti ašinės jėgos iš viso kūno [20]. Tačiau, šioje stuburo

dalyje yra subregioninių slankstelių anatomijos skirtumų, dėl didesnių svorių ir jėgų, kurias šie slanksteliai turi paskirstyti, kai stuburas pereina į dubenį [21]. Yra išskiriamos 3 pagrindinės juosmeninės dalies funkcijos- atramos suteikimas viršutinei kūno daliai, nugaros smegenų apsauga bei galimybė atlikti liemens judesius, įskaitant lenkimą, tiesimą, rotaciją bei šoninį lenkimą. Taip pat, daugelis raumenų juosmeninius slankstelius naudoja kaip prisitvirtinimo taškus, tam kad sklandžiai ir kontroliuojamai judėti skirtingose plokštumose [22].

Kryžkaulis yra sudarytas iš 5 susiliejusių slankstelių. Šis unikalus susiliejimas yra susijęs su kryžkaulio funkcija, kuri yra suteikti dubeniui stiprumo ir stabilumo bei perkelti kūno svorį nuo stuburo ant dubens. Uodegikaulis yra paskutinė stuburo dalis, kuri panašiai kaip kryžkaulis, yra sudarytas iš 4-5 susiliejusių slankstelių. Uodegikaulio pagrindinė funkcija yra veikti kaip dubens raumenų tvirtinimosi vieta [20,21].

Skirtingų stuburo minkštųjų audinių sąveika leidžia tarpslanksteliniais sąnariams judėti bei palaiko fiziologinę funkciją. 23 TD yra atsakingi už stuburo stabilumo palaikymą, apkrovų absorbavimą, atsparumą bei pasiskirstymą visomis kryptimis ir tarpslankstelių judesių ribojimą. Tai yra įmanoma dėl pluoštų iš kurių yra sudaryti TD, kurie leidžia atlaikyti tempimo, suspaudimo apkrovas. Raiščiai suteikia stuburui, tarpslanksteliniais sąnariams bei facetiniams sąnariams stabilumą. Taip pat, raiščiai leidžia tinkamai vykti tarpslanksteliniais judesiams bet tuo pačiu ir apribodami judesius fiziologinėse ribose, kad apsaugoti nugaros smegenis. Priekinis išilginis raištis apima visą stuburą bei užkerta kelią stuburo hiperekstenzijai, kai užpakalinis išilginis raištis apsaugo stuburą nuo hiperfleksijos. Kalbant apie stuburo raumenis, jie yra svarbūs norint subalansuoti jėgas, kurios yra tenkinamos stuburui bei jie atlieka antrinę vaidmenį stuburo stabilizacijoje. Yra išskiriamos 3 pagrindinės grupės- priekiniai, užpakaliniai bei šoniniai raumenis. Priekiniai raumenis (didysis juosmens ir tiesusis pilvo raumuo) kartu su šoniniais raumenimis (kvadratinis juosmens raumuo, įstrižiniai ir skersiniai pilvo raumenys)- yra atsakingi už stuburo lenkimą ir rotaciją. Užpakalinių raumenų (tiesiamasis nugaros ir dauginis raumuo) pagrindinė funkcija yra tiesimas, tačiau kartu su šoniniais raumenimis padeda atlikti rotaciją, šoninį lenkimą bei kilnojumus [20–22].

Visa stuburo sistema turi pagrindinius biomechaninius tikslus- suteikti struktūrinę atramą visam kūnui, įgalinti liemens judesius bei apsaugoti nervinės sistemos elementus [18]. Mokslinėje literatūroje stabilumas yra apibrėžiamas kaip stuburo gebėjimas esant fiziologinėms apkrovoms apriboti poslinkio modelius, nepažeisti ir nedirginti nugaros smegenis ir nervinius rezginius bei užkirsti kelią deformacijai ar skausmui, kuriuos sukelia struktūriniai pokyčiai. Stuburo stabilumas yra pagrindas jėgų ir apkrovų perdavimui tarp viršutinių ir apatinių galūnių, aktyviam jėgų generavimui liemenyje, ankstyvo biomechaninio stuburo komponentų nusidėvėjimo prevencijai ir energijos sąnaudų mažinimui raumenų veikimo metu [4].

2.1.2. Ryšys tarp kūno judesių ir biomechaninio stuburo judėjimo

Stuburas yra sudėtinga įvairių aktyvių- neuroraumeniniai komponentai- ir pasyvių- minkštieji audiniai- struktūrų kompozicija, leidžianti išlaikyti vertikalią padėtį, atlikti sudėtingus judesius ir atlaikyti apkrovas kasdinių veiklų metu. Dėl savo anatomicinės padėties ir specifinės sudėties kiekviena pasyvi struktūra prisideda prie kūno stabilumo tam tikrų judesių metu ir tam tikromis apkrovos sąlygomis [23]. Stuburas patiria daug skirtingų pasikartojančių krūvių kasdienėje veikloje, pavyzdžiui vaikščiojime, šokinėjime, daiktų kėlime ar kitoje profesinėje veikloje. Stuburas gali atlaikyti šitas dideles apkrovas dėl slankstelių ir TD tvirtumo [24].

Stuburo fiziologinę judesių amplitudę (JA) įtakoja stuburo morfologija, stuburo raiščių ilgis ir lankstumas, TD morfologija ir facetinių sąnarių kapsulė. Pagrindiniai stuburo judesiai yra atliekami 3 plokštumose: lenkimas ir tiesimas sagitalinėje plokštumoje, šoninis lenkimas frontalinėje plokštumoje bei rotacija horizontalioje plokštumoje [4].

Judėjimo metu, kai kurie slanksteliai gali būti aktyvūs arba pasyvūs. Kaklo ir juosmens slanksteliai išlinksta atgal, o krūtininės dalies yra išlinkę į priekį, todėl kreivės reaguoja skirtingai į atliekamą judesį. Kai kurie slanksteliai, esantys tame pačiame ar skirtingame stuburo regione, linkę reaguoti į judesius, kai kiti yra pasyvūs ir fiksuojasi savo vietoje padėčių keitimo metu. Mokslinėje literatūroje yra pateikiama, jog juosmeninės dalies slanksteliai yra labiausiai judrūs stovimoje padėtyje ir keliant svorį. Taip pat, juosmens lenkimas būna pavėluotas, kol kilnojamas svoris pasiekia bent pusę keliamo aukščio [25].

Tinkama stuburo funkcija priklauso nuo labai netiesinio funkcinio stuburo vienetų (FSV) apkrovos ir poslinkio santykio, nes skirtingose judesio fazėse reikalingos pastangos jo atlikimui labai keičiasi. Kai taikoma yra jėga judesio segmentui, FSV pereina iš neutralios padėties į pasipriešinimą patiriančią padėtį. JA apima neutralią zoną (NZ) ir elastinę zoną (EZ). NZ yra pradinė tarpslankstelinio judesio dalis iš abiejų neutralios padėties pusių, kur ji aptinka mažą pasipriešinimą, o stuburas pasižymi dideliu lankstumu dėl pasyvių stuburo kompozicijų, o tai leidžia atlikti didelius judesius su minimaliomis pastangomis. Tačiau, jei NZ padidėja, ir yra galimi dar didesni judesiai, gali būti sukeltas nestabilumas. EZ yra didelio standumo zona, kurioje stuburo judesiai susiduria su dideliu pasipriešinimu bei šioje zonoje atsparumas judėjimui didėja tiesiškai ir reikia daugiau apkrovos vieno vieneto poslinkiui. Šių dviejų zonų veikimas leidžia judėti šalia neutralios laikysenos su minimaliomis raumenų pastangomis, bet tuo pačiu metu ir užtikrinti stuburo stabilumą link judesio pabaigos [4,5].

Nors stuburas suteikia stabilumą bei atlaiko išorines apkrovas, tačiau jis suaktyvina ir kitas kūno dalis. Svorio kilnojimo metu stovimoje padėtyje, liemens judesiai suaktyvina pasyviuos stuburo raumenis kurie padeda atlikti veiklą, taip apsaugodami juosmens slankstelius nuo didelės apkrovos. Tačiau aktyvacija gali veikti ir atvirkščiai- klubo, kelio sąnariai, liemu ar kitos kūno dalys gali keisti

stuburo judesius. Saad ir jo kolegos savo moksliniame darbe teigia, jog kelio sąnario lenkimo kontraktūra gali sumažinti juosmeninės lordozės kreivę [25].

2.1.3. Juosmeninės stuburo dalies biomechaniniai ypatumai

Pagrindinė juosmeninės stuburo dalies funkcija yra palaikyti krūtinės ląstą ir viršutinės galūnės bei bet kokias jų apkrovas, kur toliau tos apkrovos perduodamos į dubenį ir apatines galūnes. Taip pat, juosmeninė dalis suteikia apsaugą nugaros smegenimis liemens lenkimo ir tiesimo metu, užtikrina maksimalų stabilumą išlaikant liemens mobilumą [18,19].

Palyginus su kitomis stuburo dalimis, juosmeniniai slanksteliai yra daug didesni, dėl ko yra suteikiamas šiai daliai didesnis ašinis stiprumas. Palyginus su krūtinine dalimi, juosmeninė stuburo dalis yra daug mobilesne, tačiau jai trūksta stabilumo kurią suteikia šonkauliai- šie veiksniai gali prisidėti prie didesnės traumų rizikos juosmeninėje stuburo dalyje. Stuburo segmentai L4-L5 ir L5-S1 yra dažniausiai pažeidžiami dėl patiriamo didelio mobilumo ir didžiausios patiriamos apkrovos. Yra nustatyta, jog nors kūno dalis virš L3 TD sudaro tik 60% viso kūno svorio, L3 disko apkrova sėdimoje padėtyje ir stovint su 20° lenkimu sudaro apie 200% bendro kūno svorio, o papildomai laikant 20 kg svorio, gaunama 300% kūno svorio apkrova [5]. Taip pat, didėjant juosmens lenkimui, didėja juosmeninių raiščių ir priekinės šlyties jėgos, o veiklos, dėl kurių juosmuo atlieka pilną tiesimo judesį, dažnai sukelia dideles suspaudimo jėgas bei didelę apkrovą slankstelių sąnariams ir užpakaliniai TD daliai [26].

Kalbant apie facetinius sąnarius juosmeninėje stuburo dalyje, jie taip pat skiriasi nuo kitų stuburo dalių savo sagitaline padėtimi. Nors šių sąnarių sagitalinis kampas kitose segmentuose yra 60°-90° (t.y. jie yra labiau orientuoti į priekį), juosmens srityje jų padėtis ir kampas svyruoja nuo 120° iki 150° laipsnių (t.y. jie yra labiau orientuoti sagitaliai). Ši savybė yra labai svarbi kalbant apie juosmeninės dalies biomechaniką, nes ji lemia apkrovos pasidalijimą tarp TD ir facetinių sąnarių bei atsparumą rotaciniams judesiams. Be to, daroma prielaida, jog facetiniai sąnariai yra atsakingi už sujungtų judesių atlikimą juosmeninėje stuburo dalyje. Taip pat, juosmeninės dalies TD taip pat kiek skiriasi nuo kitų dalių. Dėl savo unikalios sudėties, skaidulinis žiedas yra iš anksto įtemptas neutralioje kūno padėtyje, o tai leidžia TD išlaikyti dideles suspaudimo apkrovas kūnui pereinant į kitas judesio plokštumas. Nors šitie diskai yra atsparūs suspaudimams ir smūginėms apkrovoms, tačiau jie blogai atlaikys ašinės rotacijas bei turi didesnę traumos riziką dėl viršutinės kūno dalies palaikymo ir pačios dalies judesių atlikimo [18,19,27].

Nugaros raumenys, tokie kaip tiesusis nugaros raumuo bei dauginis raumuo atlieka svarbų vaidmenį nugaros traumų prevencijoje. Kalbant apie profesinę veiklą, pavyzdžiui kėlimo metu, šie raumenys yra pagrindiniai tiesimo momento veiksniai ir padeda atlaikyti priekinės šlyties jėgas, kurios veikia juosmeninę stuburo dalį. Tačiau, kai juosmeninė dalis yra sulenкта, tiesusis nugaros

raumuo glaudžiai susilygina su stuburo slanksteliais, taip mažindamas savo gebėjimą atlaikyti priekines šlyties jėgas bei apkrauna pasyvias stuburo struktūras [26].

Juosmeninės dalies lordozė yra unikalus stuburo struktūrinis bruožas. Šios dalies lordozė yra laikoma struktūriniu prisitaikymu prie vertikalaus vaikščiojimo ir išlaiko liemens masės centrą virš klubų, gerindamas toki būdu gebėjimą atlaikyti gravitaciją. Tačiau, kai kūnas yra sėdimoje ar stovimoje padėtyje, judėjimas ir laikysena reikalauja juosmeninės dalies ir kryžkaulio polinkio pokyčių. Pasikeitus stuburo išlyginimui, pasikeičia kiekvienam stuburo segmentui taikomas slėgio pasiskirstymas, sukeliantis slankstelių kūnų ir TD pokyčius, dėl kurių yra tikimybė atsirasti skirtingoms stuburo patologijoms [28]. Mokslinėje literatūroje yra nagrinėjama kaip stuburo biomechaninis pokytis gali įtakoti ėjimo funkciją. Buvo rastos sąsajos tarp sumažėjusios juosmeninės lordozės ir sumažėjusio ėjimo greičio bei trumpų žingsnių [29]. Daug kasdienių veiklų reikalauja liemens lenkimo, o juosmens lenkimo laipsnis šios veiklos metu ne tik įtakoja stuburo lenkimo momentą, bet ir stuburo struktūrinės savybės bei jautrumą pažeidimams. Biomechaniniai tyrimai rodo, kad per paskutinius 20% juosmens lenkime labai padidėja stuburo pasyvių struktūrų įdarbinimas, o tai didina šių struktūrų pažeidimo riziką [26].

Tarp sportininkų, juosmeninės lordozės linkis gali būti skirtingas priklausomai nuo sporto ir krūvio tipo. Sprinteriai, ilgų nuotolių bėgikai ir futbolininkai pasižymi didesniu linkiu, kai kultūristai ir plaukikai, kurie nesusiduria su pasikartojančiomis smūginėmis apkrovomis ir pasižymi dideliais izometriniais susitraukimais viršutinėje kūno dalyje- jų linkiai būna kiek tiesesni dėl reikalaujamo didesnio stabilumo. Castillo 2018 m. nustatė, jog esant didesniai juosmeniniam linkiui, yra įmanoma atlaikyti didesnes smūgines apkrovas, tačiau tai gali sukelti didesnę traumų riziką. Taip pat, esant tiesesniai linkiui, yra stebimas didesnis stabilumas ir mažesnė traumų rizika, tačiau tokiam linkiui yra sunkiau atlaikyti smūgines apkrovas bėgimo, šokinėjimo metu [30].

2.1.4. Sąsajos tarp juosmeninės stuburo dalies apkrovų ir traumavimo rizikos

Viena iš labiausiai pažeidžiamų stuburo dalių yra juosmeninė dalis. Pažeidimas dažniausiai įvyksta dėl mobilumo ir patiriamų didelių apkrovų, kurios kartais siekia tūkstančius niutonų. Lenkimo ir rotacijos metu, TD šioje stuburo dalyje yra dažniausiai pažeidžiami. Dėl vis patiriamų mechaninių veiksmų, šios struktūros bei kiti pasyvūs elementai turi polinkį degeneruoti, o tai įtakoja jų funkciją ir jos efektyvumą bei sukelti skausmą. Taip pat, pasikartojantis stuburo struktūrų krūvis, ypač esant didelėms stuburo apkrovoms yra susijęs su didele stuburo struktūrų lėtinio nuovargio rizika [19,23,31].

Jėgos ir sukimo momentai, kurie veikia stuburą kėlimo, rotacijos ar staigaus smūgio metu, gali sukelti atipinę šlyties ir gniuždymo įtampą TD, dėl kurios diskas yra sužalojamas, atsiranda fiziologiniai pokyčiai, kurie keičia disko ląstelių homeostazę bei sukelia disko degeneraciją. TD gali

būti pažeistas skirtingais būdais, dažniausiai tai susiję su pasikartojančiomis skirtingo tipo apkrovomis (1 lentelė) [24].

1 lentelė. Skirtingų apkrovų sąsajos su TD pažeidimais

Apkrovos tipas	Galimas TD pažeidimas
Suspaudimas	1) Skaidulinio žiedo plyšimas; 2) Disko išvarža; 3) Galinės plokštelės pažeidimas; 4) Disko išsipūtimas
Lenkimas	Disko susiaurėjimas
Ašinė rotacija	Skaidulinio žiedo plyšimas
Kombinuota	1) Skaidulinio žiedo plyšimas; 2) Disko išvarža

Dėl disko sužalojimo pakinta biomechaninės stuburo savybės. Esant lankinio tipo skaidulinio žiedo plyšimui, sumažėja TD gebėjimas atsispirti judesiui tiesimo, šoninio lenkimo ir ašinės rotacijos metu, o esant radialinio tipo plyšimui, sumažėja atsakas ir į lenkimą. Dėl šių pokyčių kinta ir energijos išsklaidymas bei kinta TD įtempio profilis, ko pasekoje sukeliamas stuburo raiščių, raumenų bei tarpslankstelinio sąnarių perkrova, taip kenkiant jų normaliai funkcijai [24].

Mechaninė stuburo apkrova fizinės veiklos metu įtakoja nugaros traumų ir skausmo etiologiją. Pažeidimas atsiranda kai yra viršijamos fizinės kūno galimybės. Padidėjusi apkrova gali sukelti mikrotraumas, kurios silpnina stuburo struktūras taip sukeliant audinių pažeidimus, pavyzdžiui plyšimus ar lūžius. Vienas iš tų pavyzdžių yra disko išvarža, dar vadinama disko prolapsu ar ekstrūzija, kurią sukelia padidėjusi mechaninė apkrova ir padidėjęs skaidulinio žiedo nuovargis TD. Disko išvarža yra viena iš labiausiai pasitaikančių stuburo ligų. Dažniausia disko išvaržos sritis yra apatinėje juosmens dalyje, kur maždaug 56% išvaržų įvyksta L4-L5 diske ir 41% L5-S1 diske. Šios disko išvaržos gali įtakoti asmens gyvenimo kokybę, nes abi išvaržos gali veikti sėdimąjį nervą. Kai išvarža spaudžia nervą, gali būti sukeltos rimtos judesių problemos, pavyzdžiui kaip atsistojimas iš sėdimos padėties, vaikščiojimas, lenkimasis ir viršutinės kūno dalies rotavimas. Taip pat, gali atsirasti tokie simptomai kaip skausmas, tirpimas, silpnumas bei bendras diskomfortas visoje apatinėje galūnėje [19,32].

ANDS yra dažniausiai susiję su juosmeninės dalies didelių apkrovų atlaikymu arba manualiniu daiktų ir pacientų kėlimu esant nepatogioms kūno padėtimis. ANDS galima prognozuoti pagal liemens lenkimo dydį ir dažnį, laiką, kurį praleidžiame susilenkus per liemenį į priekį ar ne neutralioje padėtyje, ir pagal liemens judesius su dideliu kampiniu greičiu. Mokslinėje literatūroje yra įrodyta, kad pasikartojantis juosmens lenkimas sukelia disko pažeidimą ir nugaros skausmą. Tai įvyksta dėl stuburo segmentų silpnumo lenkimo padėtyje. Taip pat, ANDS yra susiję su stuburo stabilumu- kai yra nestabili rankų apkrova, yra keliamas pavojus stuburo stabilumui ir didinama liemens raumenų

koaktyvaciją, o tai lemia didesnes juosmenines apkrovas [26,33,34]. Profesinėje aplinkoje, biomechaninės perkrovos įtakoja ūmaus nugaros skausmo atsiradimą, o kai perkrovos yra pasikartojančios ir trunka ilgą laiką, ūmus skausmas pereina į lėtinį. Apskaičiuota, kad mažiausiai ketvirtadalį darbo laiko 44 % darbuotojų patiria nugaros perkrovą nepatogiose kūno padėtyse; 32% perkrovos patiria vežant ar keliant sunkius krovinius; 10% kai atliekamas pacientų kėlimas ar kitas judėjimas [7].

Apibendrinant, stuburas yra sudėtinga kaulinė sistema kuri dėka pasyvių struktūrų gali judėti bei leidžia atlikti kūno judesius kitose kūno dalyse. Taip pat, pasyvios struktūros atlieka apsauginį vaidmenį judesio metu, tam kad palaikyti judesį fiziologinėse ribose ir apsaugoti nugaros smegenis. Judesio metu, stuburas atlaiko dideles apkrovas, tačiau TD absorbuoja apkrovų jėgas, taip apsaugodami stuburą ir kitas struktūras nuo pažeidimo. Kalbant apie dideles apkrovas, juosmeninė stuburo dalis atlaiko didžiausias apkrovas bet tuo pačiu metu galinti palaikyti savo mobilumą. Tai yra įmanoma dėl facetinių sąnarių bei TD, kurių biomechaninės ir morfologinės savybės kiek skiriasi nuo kitų dalių. Taip pat, juosmeninė stuburo dalis suteikia stabilumą liemeniui išlaikant juo mobilumą. Tačiau, dėl šių savybių, juosmeninė dalis turi didesnę traumos atsiradimo riziką. Skirtingų tipų pasikartojančios ilgą laiką apkrovos, pavyzdžiui spaudimas, rotacija ar lenkimas, prisideda prie pasyvių struktūrų pažeidimo ir degeneracijos, taip sukeliant šių struktūrų disfunkciją. Taip pat, kinta biomechaninės stuburo savybės- didėja ar mažėja judesių atlikimo amplitudės, ko pasekoje judesiai kompensuojami įtraukiant kitus stuburo komponentus kurie patiria perkrovas bei vėliau pažeidimus. Dažniausiai pasitaikančios stuburo patologijos susijusios su perkrovomis yra disko išvarža arba ANDS.

2.2. Ergonominiai principai ir saugaus paciento perkėlimo ypatumai

2.2.1. Ergonominiai standartai paciento perkėlimo metu

Nors sveikatos priežiūros sektorius vystosi sparčiai, įtraukdamas vis daugiau robotizuotos įrangos ir kitas pagalbines priemones, tačiau manualinis valdymas vis dar išlieka kasdienio darbo dalimi. Manualinis valdymas yra apibrėžiamas kaip bet kokia veikla, kurią atliekant asmuo naudoja jėgą keliant, stumiant, traukiant, nešant ar kitaip judant, laikant ar suvaržant gyvą žmogų ar negyvą daiktą. Nors MPP yra būtinas teikiant sveikatos priežiūros paslaugas, ji taip pat kelia potencialią riziką išsivystyti KRS sutrikimams [35,36]. Perkėlimo judesys iš vienos vietos į kitą yra sudarytas iš trijų dalių: pakėlimas, perkėlimas ir sodinimas. Pakėlimas ir sodinimas yra simetriški judesiai, pasireiškiantys kelio lenkimu ir tiesimu, o pati perkėlimo fazė apima liemens rotaciją ir svorio centro poslinkį, kurie padidina judesio sudėtingumą ir pažeidimo riziką [37]. Sveikatos priežiūros specialistai reguliariai manualiu būdu padeda pacientams, įskaitant perkėlimą iš lovos į kėdę, asmeninės priežiūros užduotis, padėties keitimą ir vaikščiojimą. Slaugytojos, pagalbinių darbuotojai,

kineziterapeutai ir ergoterapeutai yra vieni iš dažniausiai įsitraukiančių į šias veiklas sveikatos specialistai [13].

Teisingų pacientų kėlimo metodų naudojimas sveikatos priežiūros specialistų tarpe yra svarbus aspektas norint sumažinti su darbu susijusias traumas bei taip pat nesukelti papildomų pažeidimų pacientui. Egzistuoja daug ergonominių veiksnių, kurie įtakoja pažeidimo atsiradimo riziką- jėga, judesio kartojimų skaičius bei nepatogi kūno padėtis. Atsižvelgiant į rekomendacijas ir protokolus apie paciento perkėlimą, yra keli principai, kurie palengvina bei apsaugo specialistus nuo pažeidimų [14,38,39]:

1. Skatinama, jog MPP metu dalyvautų mažiausiai du specialistai, arba jei tai neįmanoma, naudotis pagalbinėmis priemonėmis;
2. Prieš keliant pacientą, specialistas turi atsistoti kuo arčiau paciento, netiesti rankas;
3. Perkėlimo metu svarbu išlaikyti taisyklingą laikyseną- pėdos yra statomos pečių plotyje ir viena iš jų kiek į priekį tam, kad būtų užtikrintas platesnis atramos pagrindas; galvos ir kaklo padėtys yra išlaikomos lygiai su stuburu;
4. Nesilenkti per liemenį bei vengti kūno sukimo perkėlimo metu;
5. Kai pacientas yra keliamas, nesinaudoti viršutine kūno dalimi kaip pagrindine atrama o įtraukti kojų- keturgalvio raumens šoninę, vidinę ir tarpinę galvutę- ir klubų raumenis į veiksmą. Šių raumenų įtraukimas yra svarbi sąlyga juosmeninės dalies apkrovų balansui palaikyti;
6. Perkėlimo pradžioje keliai yra sulenkiami, o perkėlimo metu ištiesiami;
7. Stuburas išlaikomas pagal jo anatominius linkius, lenkiantis ar išsitiesiant išvengti perkrovos juosmeninėje dalyje, įtraukti vėl kojų raumenis;
8. Pacientas laikomas tvirtai, už saugias suėmimo vietas- dubens sritį, liemenį ar pečių sritį.

MPP yra fiziškai sudėtinga užduotis, būtent kai perkėlimas vyksta tarp neįgaliojo vežimėlio ir kitų paviršių, pavyzdžiui lovos ar kėdės. Perkėlimas dažnai apima perkrovą visam kūnui, labiausiai juosmeninei stuburo daliai; nepatogias kūno pozas, kaip pats kėlimas, klūpimas, lenkimas ir sukimasis; bei pasikartojančius judesius. Todėl, pacientų ergonominio kėlimo protokoluose yra minima perkėlimo įranga, kuri mažina sveikatos įstaigų darbuotojų fizinę įtampą, traumų riziką ir diskomfortą. Perkėlimo įranga būna įvairių formų, įskaitant mažesnes priemones, tokias kaip perkėlimo diržai ir lentos, bei motorizuotas sistemas, tokias kaip elektriniai ar baterijomis maitinami grindų ar lubų keltuvai. Tačiau, palyginus su motorizuotomis sistemomis, perkėlimo diržai vis vien remiasi manualinėmis pastangomis perkėlimo metu bei atlaiko mažesnę svorį. Šie veiksniai įtakoja tenkinančias apkrovas raumenims ir sąnariams bei didina KRS sutrikimų riziką [40].

MPP mokymo intervencijos yra viena iš strategijų, pagal kurią sveikatos priežiūros įstaigos ir organizacijos siekia sumažinti nuolatinę riziką su kuria susiduria jų darbuotojai. Mokymas gali apimti savisaugos elgesio mokymą, kėlimo įrangos ir prietaisų naudojimą ir didelės rizikos užduočių modifikavimo strategijas. Nors MPP mokymų pagrindinis tikslas yra sumažinti pažeidimų riziką ir apsaugoti nuo pažeidimų darbo aplinkoje sveikatos specialistų tarpe, tačiau Kugler ir jo kolegos 2024 m. savo sisteminėje apžvalgoje pateikia, jog apžvalgos rezultatai turi žemos ar vidutinės kokybės įrodymų, kad MPP mokymai apsaugo nuo ANDS be jau esamo skausmo bei kad gali sumažinti skausmą tiems, kuriems pasireiškia ANDS [41].

2.2.2. Patiriamos biomechaninės apkrovos paciento perkėlimo metu

Mokslinėje literatūroje yra daug nagrinėjama ir yra rastas ryšys tarp dažnų didelės apkrovos pacientų perkėlimų ir KRS pažeidimų sveikatos priežiūros specialistų tarpe. Taip pat, pacientų perkėlimas, kartu su ne ergonominėmis pozomis apima kumuliacines stuburo apkrovas, susijusias su juosmeninių diskų struktūrine degeneracija ir kitais sutrikimais [2]. Tam, kad įvertinti kas įtakoja apkrovų padidėjimą, ko pasekoje įtakoja KRS pakenkimų atsiradimą, yra atliekami biomechaniniai tyrimai. Vienas iš tyrimų parodė, jog L5/S1 sąnario suspaudimo, priekinės ir užpakalinės šlyties ir šoninės šlyties apkrovos yra didesnės už atitinkamas ribas paciento perkėlimo metu, kas pasekoje didina KRS sutrikimų atsiradimo riziką [42]. Fray ir Davis savo apžvalgoje pateikia, jog kontroliuojamomis laboratorinėmis sąlygomis, teisingas kėlimas, kai pacientas yra laikomas arti kūno, lenkiant kelius ir išlaikant nugarą tiesiai, efektyviai sumažina kūno įtampą. Naudojant teisingas perkėlimo technikas, buvo stebimas mažesnis liemens momentas, raumenų aktyvumas ir mažesnės stuburo apkrovos. Tačiau yra atkreipiamas dėmesys, jog teisingas perkėlimas realiaame pasaulyje gali būti ribojamas dėl didelio darbo krūvio, nuovargio ir pasikartojančių perkėlimų [43].

Gydymo įstaigų specialistai nuolat kelia ir judina pacientus, dirba nepatogiose padėtyse ir ilgai stovi be pakankamo poilsio laiko ir remiantis moksline literatūra, pacientų kėlimas yra sunkesnis fiziškai nei dėžių krovimas dėl galimų sunkumų sugriebti pacientą. Specialistai patiria didelį mechaninį stresą apatinėje nugaros dalyje, dėl perkėlimo metu išeikvojamo gilaus lenkimo ar rotacijos. Tyrimai parodė, jog juosmeninės stuburo dalies audiniai greičiau susidėvėja kai juosmuo yra 22,5° ir 45° lenkimo padėtyje. Taip pat, dauguma darbuotojų nepraktikuoja tinkamus ergonominius metodus, kaip kelių lenkimą ir apatinės nugaros dalies stiprinimą. Ne ergonomiškų pozų išlaikymas ilgą laiko tarpą lemia dideles mechanines apkrovas tarp paraspinalinių raumenų ir sukelia apatinės nugaros dalies raumenų pažeidimus. Todėl, profesinės asociacijos rekomenduoja stiprinti kojų raumenis, kurie kompensuotų lumbosakralines apkrovas paciento perkėlimo metu. Suspaudžiant kryžkaulio sąnarius per papildomas apatinių galūnių ir nugaros tiesėjų raumenų jėgas, užkertamas kelias šių sąnarių raiščių pakenkimui ir pasiekiamas efektyvus apkrovos perkėlimas iš

juosmeninės stuburo dalies į dubenį bei kojas ir atvirkščiai. Taip pat, esant silpniems stabilizaciniais liemens raumenims, sumažėja juosmeninės dalies apsauga paciento perkėlimo metu [16,44,45].

Pasikartojančios apkrovos sukelia skausmą ir pažeidimus juosmenyje ir viršutinėse galūnėse, todėl nuolatinis pacientų perkėlimas sukelia mechaninį stresą darbuotojų apatinėje nugaros dalyje. Mokslinėje literatūroje minima, kad slaugytojos per pamainą praleidžia dvi valandas sulenkte padėtyje arba lenkiasi 1500 kartų. Taip pat, perkeliant pacientą ir išlaikant liemens padėtį nepatogioje pozicijoje ilgą laiką, kilnojant didelį pacientų svorį bei pagalbinių priemonių nenaudojimas, lemia TD suspaudimą iki 9 kN šios veiklos metu. Tai viršija viršutinę 3,4 kN ribą lumbosakralinio disko suspaudimo jėgas [3].

Riccoboni ir jo kolegos 2021 m. tyrime vertino kaip skirtingos perkėlimo strategijos veikia L5/S1 stuburo srities apkrovas. Tyrime buvo naudojamos 3 strategijos- kai vienas specialistas perkelia pacientą, kai perkėlimas vyksta su kito specialisto pagalba ir kai naudojama yra bemotorė pagalbinių priemonė. Buvo nustatyta, jog paciento sodinimo metu, manualių būdų maksimalios apkrovų vertės buvo artimos (≈ 450 N ir ≈ 430 N), kai pagalbinių priemonių naudojimas sukelia 33% mažesnę apkrovą (≈ 300 N). Jėgos momentai tarp manualių būdų skiriasi 17% (atitinkamai ≈ 150 N ir ≈ 125 N), o palyginus su pagalbine priemone (≈ 80 N) skirtumas siekė 47% ir 36%. Kai buvo atliekama paciento vertikalizaciją iš sėdimos padėties, apkrovų ir jėgos momentų skirtumai buvo reikšmingesni. Skirtumas tarp paciento kėlimo savarankiškai ir su kito specialisto pagalba atitinkamai buvo 20% ir 38% (apkrovos: ≈ 750 N ir ≈ 600 N; jėgos momentai: ≈ 200 N ir ≈ 125 N), o palyginus su pagalbinių priemonių naudojimu (≈ 300 N apkrova ir ≈ 100 N jėgos momentas), skirtumas tarp apkrovų siekė 60% ir 50%, o tarp jėgos momentų 50% ir 20%. Gavus šiuos rezultatus, autoriai pateikė išvadą, jog rekomenduojama paciento perkėlimą atlikti su kito specialisto pagalba, nors apkrovų skirtumas yra mažesnis. Tačiau, specialistai gali jausti naudą kalbant ilgesnio laiko kontekste, nes sumažinus apkrovas, mažėja nuovargio reiškinys ir traumų riziką. Taip pat, atsižvelgiant į gautus rezultatus, autoriai skatina specialistus naudoti bemotore pagalbines priemones, kurios mažina apkrovas ir jėgos momentus apatinėje nugaros srityje [46].

2.2.3. Rizikos veiksniai sukeliantys biomechanines perkrovas

Nors pats paciento perkėlimo veiksmas sukelia biomechanines apkrovas, kurios viršija normas, tačiau egzistuoja ir kiti veiksniai, kurie gali įtakoti ir prisidėti prie apkrovų padidėjimo. Dažniausiai, tai būna sunkus fizinis darbas, kuris yra susijęs su sąnarių apkrovimu, dideliu liemens lenkimu, dažnu pacientų perkėlimu, nepatogios ar statinės laikysenos palaikymu, rotacija ir darbu toje pačioje padėtyje ilgą laiką [47,48].

Mokslinėje literatūroje pateikiami keli veiksniai. Vieni iš jų yra vadinami individualiais veiksniais, pavyzdžiui kaip didelis kūno masės indeksas (KMI), lytis, moterų atveju nėštumų skaičius,

fizinio aktyvumo lygis, osteoartritas. Taip pat, yra su darbu susiję veiksniai, tokie kaip perkeliamų pacientų skaičius bei dažnis, nepatogi kūno padėtis. Tyrimai rodo, jog specialistui atlikus pacientų perkėlimus daugiau nei 15 kartų per pamainą bei perkeliama svoriui viršijant 25 kg, yra rizika išsivystyti KRS sutrikimams, nors rekomenduojama kėlimo riba sveikatos priežiūros darbuotojams yra 15,9 kg, o tai prilygsta 91 kg sveriančio paciento kojai [9,48]. Kalbant apie juosmeninę nugaros dalį, da Costa pateikė skirtingus veiksnius, kurie įtakoja pažeidimų atsiradimo riziką šioje stuburo dalyje. Pagal autorius, pagrindiniai biomechaniniai rizikos veiksniai yra sunkus fizinis darbas, nepatogi statinė ir dinaminė kūno padėtis bei pacientų arba/ir sunkių daiktų kilnojimas; į psichosocialinius rizikos veiksnius yra įtrauktas neigiamas afektyvumas, žemas darbo kontrolės lygis, aukšti psichologiniai reikalavimai ir didelis nepasitenkinimas darbu; individualūs veiksniai yra vyresnis amžius, moteriška lytis, rūkymas, didelis KMI ir gretutinės ligos [49]. Tačiau, kai kuriuose tyrimuose buvo rasta, jog jaunesnio amžiaus specialistai yra labiau linkę patirti padidėjusias apkrovas nei vyresnio amžiaus specialistai dėl žinių ir praktikos trūkumo apie perkėlimo metodus, ergonominius principus bei vyresnio amžiaus specialistai yra linkę labiau pereiti prie administracinių vaidmenų [50].

Dėl didelio darbo krūvio, sveikatos specialistai dažnai susiduria su raumenų nuovargiu, kuris dažnai lemia darbuotojo judėjimo modelių pokyčius. Apatinės nugaros dalies kampų pokyčiai, atstumas tarp perkeliama paciento ir stuburo (dar vadinamas svirties rankos atstumu), didžiausias liemens greitis judesio metu ir kelių valgus padėtis yra nustatyti kaip biomechaniniai veiksniai, galintys padidinti susižalojimo riziką, ypač kai šie veiksniai pasireiškia pasikortuojančiuose judesiuose [45].

Kalbant apie sveikatos specialistus ir jų darbo aplinką, tyrimai parodė, jog veiksniai, sukeliantys KRS sutrikimus bei biomechanines apkrovas yra pasikartojantys judesiai, staigios ir nuolatinės jėgos kurios viršija asmens fizinį pajėgumą, veiksmai susiję su pacientų judinimu, klinikinė praktika ir patirtis bei vibracija. Tačiau, įtakingiausi veiksniai, kuriuos minėjo patys sveikatos specialistai yra aplinkos ir darbo organizaciniai veiksniai, pavyzdžiui didelis darbo krūvis, nepakankamas darbuotojų skaičius, ilgos darbo valandos, padidėję pacientų lūkesčiai ir pavojai darbo vietoje. Mokslinėje literatūroje yra pateikiama, jog tam kad sumažinti minėtų veiksnių įtaką, kineziterapeutai naudoja ir taiko prevencines strategijas, tokias kaip patogesnių padėčių pasirinkimas ir lovos aukščio reguliavimas [51].

Lovos aukštis perkėlimo metu yra laikomas vienu iš svarbių biomechaninių veiksnių, nes esant per žemam lovos aukščiui, didėja šlyties ir suspaudimo jėgos apatinėje nugaros dalyje. Rekomendacijos, kokį aukštį pasirinkti, yra labai įvairios, pradedant nuo aukščio palaikymo klubų lygyje, juosmens ar alkūnės lygiuose. Tačiau, yra įrodyta, jog aukštesnis lovos lygis yra geresnis norint sumažinti apatinės nugaros jėgos kiekį atliekant perkėlimus [9].

Nors mokslinėje literatūroje yra skatinama ir rekomenduojama paciento perkėlimui naudoti pagalbines priemones, pavyzdžiui kaip perkėlimo lentą, diržą ar mechaninius keltuvus, tačiau praktikoje dažnai nepavyksta laikytis šių rekomendacijų, nes įranga gali būti neprieinama arba sunkiai prieinama, dėl kuo nėra nuoseklaus jos naudojimo, sveikatos specialistai gali būti neapmokinti ja naudotis arba gydymo įstaiga gali būti ją neįsigijusi. Įrangos nesinaudojimas sukelia biomechaninį stresą, ko pasekoje sveikatos specialistai susiduria su KRS sutrikimais [9,52]. Tačiau, tyrimai rodo, jog manualinė perkėlimo įranga kaip perkėlimo lentos ir diržai veiksmingai nemažina patiriamo biomechaninio streso juosmeninėje stuburo dalyje palyginus su motorizuota įranga. Yra nustatyta, jog lubų ir grindų keltuvai sėkmingai sumažina fizinį krūvį ir fizinio poveikio jėgas dviem trečdaliais perkėlimo metu palyginus su manualinėmis priemonėmis. Taip pat, motorizuota įranga skatina geresnę specialistų ergonomiką, sumažina pasikartojančius judesius ir nepatogias pozas [40].

Apibendrinant, sveikatos sektorius vis vystosi, tačiau manualinis darbas, būtent MPP lieka svarbia kasdienio darbo dalimi. Tačiau, tai sukelia riziką išsivystyti KRS sutrikimams. Dažniausiai, MPP metu yra patiriamos didesnės nei rekomenduojamos ir leistinos biomechaninės apkrovos juosmeninėje stuburo dalyje. Perkėlimo metu veikiančios suspaudimo ir šlyties jėgos sukelia kūno struktūrų susidėvėjimą ir pažeidimą, ko pasekoje išsivysto KRS pažeidimai. Taip pat, tokie veiksniai kaip esami lėtiniai sutrikimai, amžius, sveikatos specialisto darbo patirtis, pasikartojantys judesiai, nepatogios kūno padėtys bei aplinkos veiksniai kaip lovos aukštis, pagalbinė įranga ir kito specialisto pagalbos trūkumas prisideda prie biomechaninių apkrovų padidėjimo MPP metu. Tam kam užkirsti kelią KRS pažeidimų atsiradimui, yra sukurtos gairės, kuriose rekomenduojama laikytis teisingų ergonominių padėčių MPP metu. Taip pat, gairėse rekomenduojama naudotis pagalbinėmis priemonėmis kaip perkėlimo lenta ar diržu arba, jei tai įmanoma ir prieinama, naudotis motorizuotomis perkėlimo priemonėmis kaip grindų ar lubų keltuvais.

2.3. Pacientų perkėlimas kineziterapeutų darbe

2.3.1. Kineziterapeutų darbe pacientų perkėlimui naudojamos metodikos

Panašiai kaip ir kiti sveikatos specialistai, kineziterapeutai savo praktikoje vadovaujasi ergonominiais principais MPP metu [37]. Pagrindė, kineziterapeutai skatina ir patys bando išlaikyti taisyklingą laikyseną, labiausiai atsižvelgiant į tiesios nugaros palaikymą. Šį pasirinkimą specialistai dažniausiai pateisina remdamiesi biomechanika- yra išlaikoma neutrali stuburo padėtis bei yra mažesnė rizika pažeisti TD. Taip pat, kineziterapeutai remdamiesi ergonominiais principais, visą apkrovą bando perkelti ant kojų, tam kad apsaugoti ir nukrauti juosmeninę stuburo dalį [53].

Kineziterapeutai taip pat atsižvelgia į aplinką prieš perkeldami pacientą. Specialistai, tam kad išvengti papildomų apkrovų, naudojami, jei tai įmanoma, reguliuojamo aukščio lovomis. Tyrimai

rodo, jog dauguma kineziterapeutų atsižvelgia ir parenka atitinkamą lovos aukštį, dažniausiai pagal specialisto ūgį [36,47,54].

Taip pat, tam kad išvengti perkrovas ir KRS pažeidimus, kineziterapeutai naudoja strategijas, kurios apima pagalbinių priemonių, specialios įrangos ir „savaugos elgesio“ naudojimą. „Savaugos elgesys“ yra apibrėžiamas kaip prevencinių ir reaktyvių strategijų naudojimas bei visą ar dalį darbo krūvio perkėlimas kitam asmeniui, tam kad apsaugoti kūną nuo perkrovų ir biomechaninių stresorių. Pagalbinės priemonės apima perkėlimo diržus, slankiojančias lentas, įtvarus bei pastaruoju metu yra rekomenduojama naudotis keltuvais, tačiau tyrimai rodo, jog paciento perkėlimo metu, kineziterapeutai keltuvais nesinaudoja [47].

Kalbant apie tam tikras metodikas ir technikas, kineziterapeutai nesutinka, jog perkėlimo metu yra naudinga pacientui laikytis už specialisto drabužių. Nors „pažastų“ ir „meškos apkabinimo“ perkėlimai yra naudojami siekiant palengvinti perkėlimo fazę judesyje, tačiau kineziterapeutai laiko šias technikas nesaugia praktika. Teigiama, jog „pažastų“ perkėlimas yra biomechanškai netinkamas sveikatos specialistams ir netgi potencialiai gali sužaloti patį pacientą. Taip pat, 2015 m. tyrime, maždaug pusė iš 112 kineziterapeutų neigiamai vertino MPP technikas. Tiriamieji nurodė, jog pagalbinių priemonių trūkumas yra pagrindinė šio neigiamo požiūrio priežastis. Taip pat, priemonių trūkumas buvo susijęs su priežastimi, kodėl dauguma kineziterapeutų (90,4%) netaiko šias technikas savo praktikoje [54].

2.3.2. Patiriami rizikos veiksniai kineziterapeutų darbe

Kineziterapeutai susiduria su panašiais rizikos veiksniais kaip ir kiti sveikatos specialistai. Tačiau, vien tik pats kineziterapeutų darbo pobūdis yra sveikatos problemų priežastimi ir rizikos veiksnium. Shehab ir jo kolegos nustatė, jog nugaros skausmo paplitimas (57%) tarp kineziterapeutų yra susijęs su jų profesija bei nustatė, jog tokie veiksniai kaip darbo pobūdis, netinkama darbo praktika, neteisinga kūno mechanika ir prasta darbo aplinka, taip pat prisideda prie KRS pažeidimų atsiradimo. Su kiekvienais metais augantis šių specialistų paslaugų poreikis didina patiriama darbo krūvį ir fizinį stresą. Kineziterapeutų darbas reikalauja daug fizinių pastangų manualiai gydant pacientą, perkeldami ir judant pacientą. Taip pat, toks darbas apima daug pasikartojančių judesių, lenkimą ir rotaciją bei nepatogių padėčių palaikymą ilgą laiką [39,55].

Mokslinėje literatūroje yra įrodymų, kad tiek individualūs, tiek su darbu susiję rizikos veiksniai prisideda prie KRS pažeidimų atsiradimo kineziterapeutų tarpe. Kalbant apie individualius veiksnius, ≤ 30 metų moterys, kurių KMI $> 25 \text{ kg/m}^2$, dažniau patiria sužalojimus palyginus su jaunesniais vyrais, kurių KMI yra mažesnis. Su darbu susiję rizikos veiksniai, pavyzdžiui kaip darbo patirtis, specializacija, manualių judesių atlikimas, pacientų perkėlimas, ergonominių principų darbe nesilaikymas, didelis pacientų skaičius, darbas susižeidus ir didelis darbo krūvis, yra reikšmingai

susiję su KRS pažeidimais kineziterapeutų tarpe [11]. Gorce ir kt. pateikė panašius rezultatus. Pagrindė, kineziterapeutai minėjo penkis faktorius, kuriuos patys specialistai laiko rizikos veiksniais: lenkimas ar rotacija į priekį ($29,8 \pm 22,7\%$); priklausomo paciento kėlimas ar perkėlimas ($28,3 \pm 23,6\%$); ilgą laiką dirbant toje pačioje padėtyje ($30,8 \pm 26,7\%$); pasikartojančios užduotys ar judesiai ($28,6 \pm 27,5\%$); atliekant manualias terapijas ($27,6 \pm 21,8\%$) [56].

Kineziterapeutų darbo aplinka taip pat gali būti laikoma rizikos veiksnium, Nustatyta, jog kineziterapeutai dažniausiai susižaloja stacionarinėse ir ambulatorinėse įstaigose. Tokiose įstaigose, pacientai būna labiau priklausomi, dėl to kineziterapeutai yra labiau linkę vesti manualias mankštas, manualiai kelti ir perkelti pacientus bei įrangą, išlaikant kūną nepatogiose padėtyse, dažniausiai lenkime ar rotacijoje. Autoriai pabrėžia, jog tokiose įstaigose dėl didelio pacientų kiekio bei limituoto darbo laiko, kineziterapeutai neatsižvelgia į biomechaninius ir ergonominius darbo principus, dėl ko KRS pažeidimai būna dažniau. Tokiais atvejais, autoriai rekomenduoja taikyti ergonomikos mokymą ir praktikavimą, pavyzdžiui taisyklingų padėčių parinkimą, užduoties atlikimo modifikavimą ar pagalbinės įrangos naudojimą. Taip yra užtikrinamas darbuotojų saugumas bei mažinamas KRS sutrikimų kiekis [11,55].

Taip pat yra stebima, jog kineziterapeutų darbo patirtis taip pat yra rizikos veiksnys. Yra nustatyta, jog esant <5-7 metų patirčiai, kineziterapeutai yra labiau linkę patirti KRS pažeidimus. Teigiama, jog tai yra susijęs su švietimo įstaigomis, kurios tinkamai neparuošia specialistus naudotis tinkamomis manualinių pacientų judinimo technikomis bei išsamiai neišdėsto kūno mechanikos principų. Panašūs rezultatai yra stebimi kaip kalbama apie kineziterapeutų amžių. ≤30 metų kineziterapeutai dažniau patiria KRS pažeidimus. Tai yra siejama su tuo, jog jaunesni specialistai gali nežinoti, kaip taikyti savisaugos strategijas, tokias kaip gydymo metodų modifikavimą ir kaitaliojimą, sudėtingų užduočių mažinimą bei taisyklingų padėčių parinkimą MPP metu [11,55].

Alnaser 2019 m. nustatė, jog kineziterapeutų ūgis taip pat susijęs su KRS sužalojimais. Žemesnio ūgio specialistai, nuo 140 cm iki 159 cm, turėjo didesnę riziką patirti KRS pažeidimą. Tai rodo, jog mažesnė kūno antropometrija riboja fizinę jėgą dirbant su pacientais, būtent kai pacientas yra perkeliamas, verčiamas ar sodinamas [55]. Taip pat, individualus veiksnys kaip lytis, taip pat yra susijęs su dažnesniais KRS pažeidimais. Tyrimai rodo, jog moterys yra labiau linkę patirti KRS pažeidimą (73%-100%) bei didelis nusiskundimų paplitimas gali būti susijęs su tuo, kad moterys yra mažesnio kūno sudėjimo, skiriasi jų raumenų struktūra bei biomechanika, ir yra fiziškai silpnesnės nei vyrai, todėl jos patiria daugiau sunkumų perkeldamos pacientą [47,55,57].

2.3.3. Kineziterapeutų fizinės ir funkcinės charakteristikos

Fizinis aktyvumas (FA) yra neatsiejama praktinė dalis kineziterapeuto darbe, kurią specialistai naudoja kaip prevencinę bei gydymo strategiją esant įvairioms ligoms. Tačiau, tam kad dalintis savo

žiniomis ir skatinti pacientą įsitraukti į FA, kineziterapeutas turi pats įsitraukti į FA, tam kad būti teigiamu pavyzdžiu pacientui. Nagrinėjant kineziterapijos studentų fizinį aktyvumą buvo nustatyta, jog tik 65% visų studentų užsiėmė sportine veikla 6 valandas per savaitę. Tačiau, trumpas Tarptautinis fizinio aktyvumo klausimynas parodė, jog studentai pasireiškia „žemu“ arba „vidutiniu“ FA, tik 37,5% užsiėmė „aukštu“ FA [58]. Tanveer ir kt. tyrimas parodė panašius rezultatus tiriant kineziterapeutų FA. Buvo nustatyta, jog tik 16% kineziterapeutų reguliariai užsiimdavo FA, 43,25% užsiimdavo nereguliariai bei 40,75% neskyrė dėmesio FA. Kineziterapeutai, kurie reguliariai užsiimdavo FA, jų veiklą sudarė jėgos ir lankstumo treniruotės [59]. Taip pat, Ezzatvar ir kt. nustatė, jog 49% kineziterapeutų užsiima mažiau nei 75 min. intensyvaus fizinio aktyvumo, o 38,7% netgi neatitiko rekomenduojamo minimalaus vidutinio fizinio aktyvumo kiekio- ne mažiau kaip 150 min. per savaitę [60].

Gyvenimo būdas bei skirtingi fiziniai bei funkciniai faktoriai yra svarbūs komponentai užkertant kelią žemesniam darbingumo lygiui ir ankstyvajam išėjimui į pensiją. Esant žemesnėms šių faktorių rodikliams, prastėja kineziterapeutų darbiniai gebėjimai, didėja KRS susirgimų ir skausmo riziką. Yra nustatyta, jog kineziterapeutai, kurių KMI buvo didesnis už normą ($>25 \text{ kg/m}^2$) patyrė daugiau sunkumų ir turėjo mažesnį darbingumą, kai darbas buvo susijęs su fiziniais juo poreikiais. Tai yra siejama su tuo, jog aukštesnis KMI gali apriboti judrumą ir prisidėti prie KRS sutrikimų vystymosi [60].

Yra rastas ryšys tarp nugaros tiesiamųjų raumenų ir darbingumo lygio. Ezzatvar ir kt. nustatė, kad kineziterapeutai, kurių nugaros tiesiamųjų raumenų ištvermė buvo aukštesnė, gavo aukštesnius rezultatus ($>3,5$ balo) Darbingumo indekse, palyginus su kineziterapeutais, kurių raumenų ištvermė buvo žemesnė. Nugaros tiesiamųjų raumenų ištvermė yra svarbus komponentas kineziterapeutų darbe, nes šių raumenų ištvermė yra reikalinga daugeliui su darbu susijusių užduočių, tokių kaip stovėjimas, daiktų ir pacientų kilnojimas ir perkėlimas ar pakartotinių judesių atlikimas [15].

Kalbant apie kitas fizines savybes, lankstumas yra irgi vienas iš komponentų, kuris yra reikalingas kasdieniame kineziterapeuto darbe. Vertinant kineziterapijos studentų hamstringų lankstumą, galima rasti skirtingų rezultatų, nors moteris kiekviename tyrime pasireiškėdavo geresniais rezultatais atliekant „Sėstis ir siekti“ testą. Al-Khlaifat ir kt. nustatė, jog visų kineziterapijos studentų lankstumas buvo geras, tačiau vyrai turėjo žymiai geresnius rezultatus palyginus su moterimis (atitinkamai $28,8 \pm 7,6 \text{ cm}$ ir $24,13 \pm 7 \text{ cm}$). Tai yra paaiškinama tuo, jog tyrime dalyvavo didesnis sportuojančių vyrų procentas palyginus su moterimis (atitinkamai 34,8% ir 19,8%) [61].

2.3.4. Ergonominių ir biomechaninių žinių taikymas kineziterapeutų tarpe

Ergonomika atlieka svarbų vaidmenį bet kokios specifikacijos darbe, nes ergonominiai principai padeda darbuotojui prisitaikyti prie apribojimų savo darbo vietoje bei kaip panaudoti savo

stipriąsias puses ir gebėjimus. Dėl to nestebina, jog menkos ergonominių principų žinios didina KRS sutrikimų išsivystymo riziką tuose darbuose, kur vyksta manualūs kėlimai, stūmimai ar perkėlimai [36]. Kineziterapeutai yra plačiai išsilavinę ergonomikos ir biomechanikos srityse ir dalinasi savo žiniomis su kitais sveikatos specialistais, tam kad užkirsti kelią KRS sutrikimų atsiradimui, tačiau tyrimai rodo, jog netgi licencijuoti ir turintys daug patirties kineziterapeutai praktikos metu netaiko savo ergonominių žinių paciento perkėlimo metu. Dažniausiai tai būna dėl perkėlimo įrangos trūkumo įstaigose, neigiamo kineziterapeutų požiūrio į ergonominius principus ir didelio pacientų skaičiaus. Kalbant apie neigiamą požiūrį, jis atsiranda dėl didelio skirtumo tarp teorijos gaunamos švietimo įstaigose ir klinikinės praktikos. Daug gaunamos teorijos ir žinių neįmanoma pritaikyti praktikoje dėl aplinkos ir darbo veiksnų. Taip pat, specifinės ergonominių principų gairės kineziterapeutams neegzistuoja. Tokių gairių nebuvimas didina KRS pažeidimų atsiradimo riziką bei neleidžia gerinti savo žinias apie saugų darbą [16,36,54].

Mokslinėje literatūroje egzistuoja daug tyrimų, kurių tikslas buvo išanalizuoti kineziterapeutų žinias apie biomechaniką, pacientų perkėlimą bei ergonomiką. Adje ir kt. 2016 m. ištyrė 1985 kineziterapeutų žinias ir nustatė, jog daugumą kineziterapeutų (95,6%) buvo išsilavinę ir turėjo geras žinias apie teisingus pacientų perkėlimo metodus, ergonomiką ir biomechaniką, tačiau tik 48,6% specialistų pritaikydavo savo žinias praktikoje. Toks procentų paskirstymas aiškinimas tuo, jog dažnai kineziterapeutų darbo vietos nėra pritaikytos taisyklingam ir saugiam pacientų perkėlimui, pavyzdžiui darbovietė neturi mechaninių keltuvų, todėl specialistas turi savarankiškai kelti pacientą [36]. Panašūs rezultatai yra pateikiami 2015 m. Mbada ir kt. tyrime. Tarp 112 kineziterapeutų, daugiau nei 70% turėjo „geras“ žinias apie MPP techniką, kas pagal autorius sutampa su išvadomis, jog kineziterapeutai, palyginus su kitais sveikatos priežiūros specialistais, turi pažangiausias žinias apie MPP, ergonomiką ir biomechaniką [54].

Mokslininkai vis labiau skatina kineziterapijos studijų koregavimą bei tobulinimą kai yra kalbama apie biomechanines bei ergonomines žinias. Skatinama, kad mokymosi metu, būtų labiau akcentuojami biomechaniniai ir ergonominiai principai, kuriuos kineziterapijos studentai bei būsimi specialistai turi taikyti savo praktikoje. Taip pat, skatinama, kad studentai įvaldytų praktinį pacientų perkėlimą prieš baigdami studijas ir atlikdami klinikinį darbą [54,55]. Kineziterapijos mokymas turėtų būti sutelktas ne tik į paciento ir jo perkėlimo ergonomiką, bet ir į kineziterapeuto ergonomiką. Perkėlimo padėčių rekonstravimas ir ergonominių rizikų prevencijos kursų įtraukimas į kineziterapijos studijas yra puikūs būdai sumažinti KRS pažeidimų vystymąsi [62].

Apibendrinant, kineziterapeutai yra laikomi pagrindiniais mokytojais, kai yra kalbama apie žinių apie biomechaniką bei ergonomiką skleidimą. Studijų metu, būsimi specialistai gilinasi į šį mokslą, tam kad ne tik gydyti ir teikti rekomendacijas pacientui bet ir naudoti savo žinias savaime savo darbe, bei mokinti ir dalintis patarimais su kitais sveikatos specialistais. Tačiau, labai dažnai

teorija neatitinka realybės- dėl didelio darbo krūvio ir didelio pacientų srauto, kineziterapeutai ne visada patys vadovaujasi ergonominiais ar biomechaniniais principais. Tai labiausiai stebima kai specialistai turi manualiai perkelti, persodinti bei kitaip judinti pacientą. Dėl to, dauguma kineziterapeutų patiria KRS pažeidimus, dažniausiai nugaros skausmus. Taip pat, viršsvoris, amžius bei darbo patirtis gali įtakoti riziką su kuria susiduria kineziterapeutas darbo aplinkoje. Todėl, tam kad sumažinti šią riziką, kineziterapeutai turi ne tik taikyti savo žinias apie ergonomiką ir biomechaniką bet ir tuo pačiu metu palaikyti sveiką gyvenimo būdą, užsiimti fizinę veiklą.

3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA

3.1. Tyrimo organizavimas

Tyrimas buvo atliekamas nuo lapkričio 2023 m. iki birželio 2024 m. VU Medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje. Prieš tyrimo atlikimą, visi tyrimo dalyviai buvo supažindinti su atliekama užduotimi, tyrimo tikslu, uždaviniais bei su tyrime naudojamais konfidencialumo ir anonimiškumo principais.

Tyrimo įtraukimo kriterijai:

1. Amžius 18-65 m.;
2. Kineziterapeutai, turintys galiojančias licencijas;
3. VU MF I Kineziterapijos kurso studentai;
4. Per paskutinius 6 mėnesius nepatyrė KRS pažeidimų;
5. Savanoriškas sutikimas dalyvauti tyrime.

Tyrimo atmetimo kriterijai:

1. Per pastaruosius 3 mėnesius buvo patirtas lėtinis KRS skausmas
2. Per pastaruosius 6 mėnesius buvo patirta stuburo trauma;
3. Per pastaruosius 6 mėnesius buvo atlikta stuburo operacija;
4. Per pastaruosius 6 mėnesius buvo patiriama radikulopatija;
5. Patiriantys nugaros ir kitų kūno segmentų skausmus (VAS>5 b.)

Į tyrimą buvo pakviesti 79 tiriamieji (24 kineziterapijos studentai ir 55 kineziterapeutai), iš kurių 25 (31,65%) neatitiko įtraukimo kriterijų, 14 atsisakė dalyvauti tyrime (17,72%) ir galutinei duomenų analizei liko 40 tiriamųjų. Remiantis mūsų sudarytais įtraukimo kriterijais, tyrime dalyvavo 22 kineziterapeutai ir 18 kineziterapijos studentų (2 lentelė).

2 lentelė. Tiriamųjų pasiskirstymas tarp grupių (n=40)

Tiriamieji	N (procentas)
Kineziterapeutai	22 (55%)
Kineziterapijos studentai	18 (45%)
Iš viso:	40 (100%)

Tyrimas vyko dviem etapais (1 schema):

I etapas- Sutikus dalyvauti tyrime ir suderinus su tiriamaisiais jiems patogų tyrimo atlikimo laiką, tiriamieji atvyko į tyrimo laboratoriją, kur buvo suteikta papildoma informacija apie tyrimą, surinkta bendra informacija apie tiriamuosius bei buvo atliktas fizinių ir funkcinių būklių matavimas.

II etapas- Tiriamieji buvo supažindinti su judesius matuojančia įranga „Xsens IMU“ bei su paciento perkėlimo matavimu. Tam, kad būtų užtikrintos tolygios matavimo sąlygos, tyrimo metu kiekvienas tiriamasis turėjo atlikti 3 skirtingus simuliacinius paciento perkėlimo judesius. Tam, kad matavimo rezultatai nebūtų įtakoti aplinkos veiksniais, buvo užtikrintos tam tikros sąlygos: paciento vaidmenį atliko tas pats sveikas asmuo (svoris ~65 kg ir ūgis 180 cm), kuris buvo apmokytas improvizuoti paciento indėlį perkėlimo metu; lovos ir vežimėlio aukščiai buvo sulyginti- 60 cm (1 pav.).



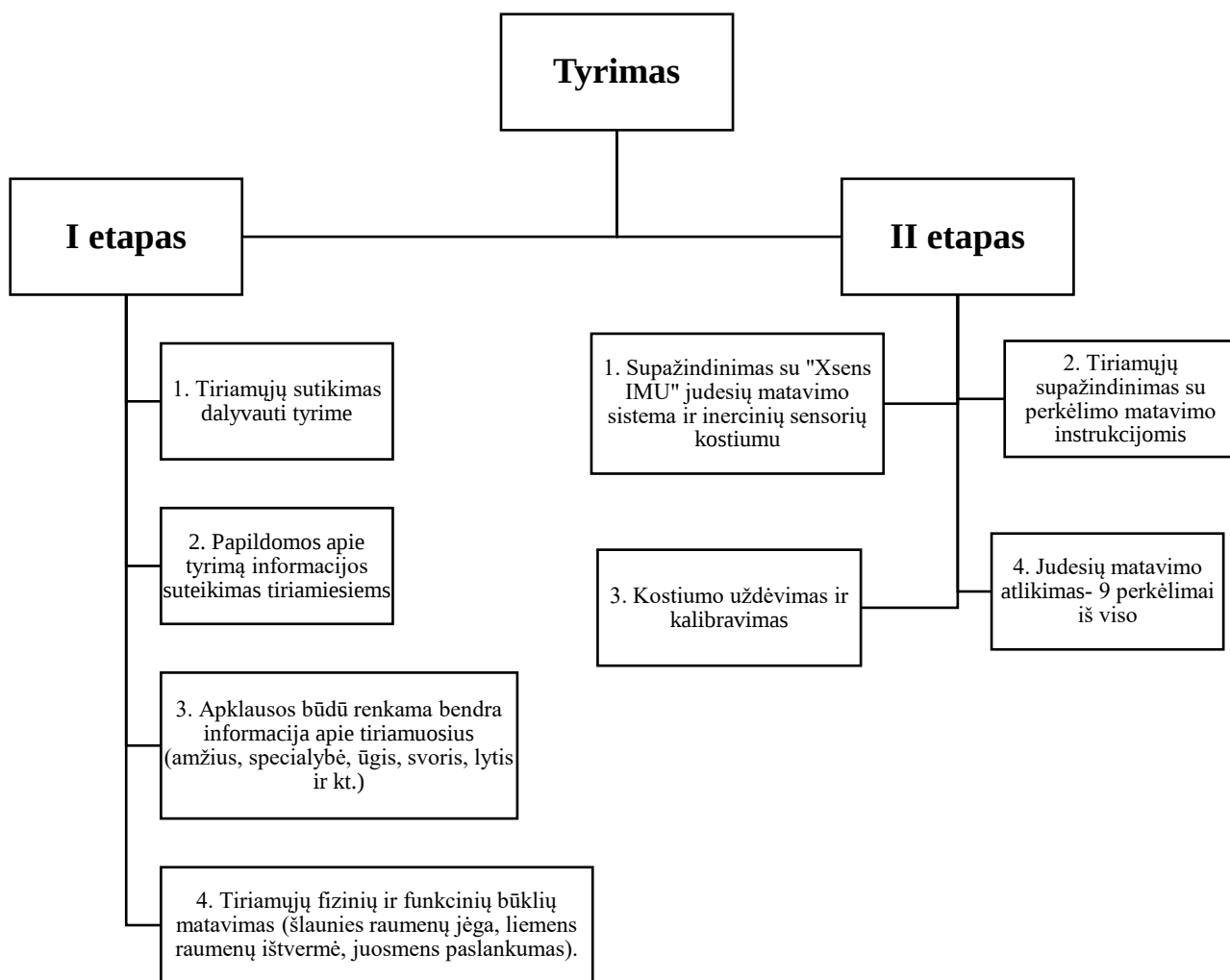
1 pav. Paciento perkėlimo aplinka.

Tiriamiesiems nebuvo pateiktos instrukcijos, kaip teisingai perkelti pacientą- imituojama kaip tiriamieji perkelia pacientus savo darbo aplinkoje. Tiriamieji buvo supažindinti su perkėlimo matavimo instrukcijomis. Pradėjus matuoti judesius ir biomechanines apkrovas, tiriamasis žengė du žingsnius į priekį neįgaliojo vežimėlio link, perkėlė „pacientą“ ir baigė perkėlimo procesą žengdamas du žingsnius atgal nuo vežimėlio.

5.2.Tyrimo metodika

Tyrimo metu buvo siekiama rasti sąsajas tarp patiriamų biomechaninių apkrovų juosmeninėje stuburo dalyje ir tiriamųjų fizinių ir funkcinių būklių. Tiriamieji buvo testuojami vieną kartą. Tyrimo metu biomechaniniai skaitiniai modeliai ir biomechaninės apkrovos buvo fiksuojamos „Movella Xsens MVN 2023.2“ programinės įrangos pakete dėvint Xsens MVN sistemą, vėliau gauti duomenys buvo perkelti į Microsoft Office Excel 2501 versiją. Funkcinei ir fizinei būklei įvertinti buvo naudojami šie vertinimo metodai: šlaunies raumenų (didžiojo sėdmens ir keturgalvio šlaunies) jėgai išmatuoti buvo naudotas rankini raumenų dinamometras Lafayette; liemens raumenų ištvermei buvo naudotas McGill liemens raumenų statinės ištvermės testas; juosmeninės stuburo dalies mobilumas

buvo matuojamas rankinio inklinometro pagalba. Bendri duomenys, pvz. amžius, lytis, svoris, ūgis ir kt. pradžioje buvo surinkti popieriniame variante, vėliau taip pat perkelti į Microsoft Office Excel.



1 schema. Tyrimo eigos etapai

Tyrimo metodai:

1. Judesių matavimas.

Judesių matavimui buvo naudota judesių matavimo sistema Xsens MVN sudaryta iš 17 inercinių jutiklių (IMU), kurie yra fiksuojami ant išorinio kostiumo. Tiriųjų buvo paprašyta iš viso atlikti 9 perkėlimus: 3 kartus kai „pacientas“ visiškai atsipalaidavęs ir nedalyvauja perkėlimo procese (2a pav.); 3 kartus kai „pacientas“ užsikabinęs už tiriamojo pečių kiek padeda tiriamajam perkėlimo metu (2b pav.); 3 kartus kai „pacientas“ visiškai atsipalaidavęs ir nedalyvauja perkėlimo procese, tačiau tiriamasis naudoja perkėlimo diržą (2c pav.). Užfiksuoti judesiai yra analizuojami „Movella Xsens MVN 2023.2“ programinėje įrangoje. Pats kostiumas yra lengvas, bevielis ir nevaržantis judesių bei gali būti uždedamas ant daugelio drabužių (3 pav.). Šiai įrangai nereikia jokių stacionarių įrenginių, pavyzdžiui kaip siūstuvų ar kamerų, todėl ja galima naudotis patalpose ar lauke. Xsens

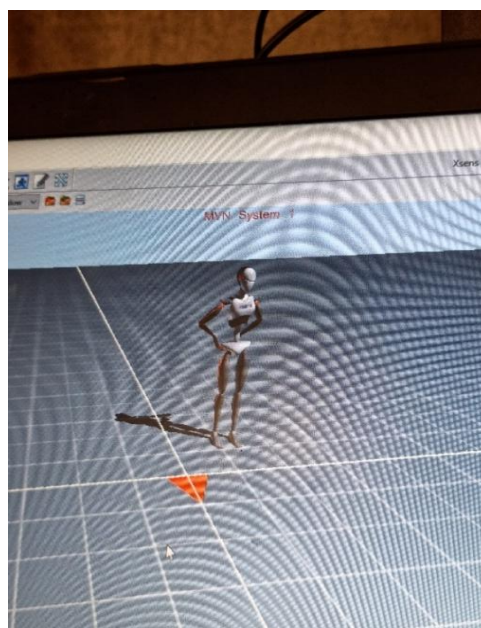


2 pav. Tyrime naudojami paciento perkėlimo metodai. 2a: „Pacientas“ visiškai atsipalaidavęs. 2b: „Pacientas“ kiek padeda. 2c: „Pacientas“ atsipalaidavęs bet naudojamas perkėlimo diržas.

MVN fiksuoja visus žmogaus kūno judesius bei leidžia realiu laiku matyti atliekamus judesius ekrane ir juos matuoti (4 pav.). Ši sistema yra visiškai nešiojama, neturinti jokių matavimo apribojimų (išskyrus belaidžio ryšio diapazoną- 50 m) [63].



3 pav. Xsens MVN sistemos kostiumas su inerciniais jutikliais

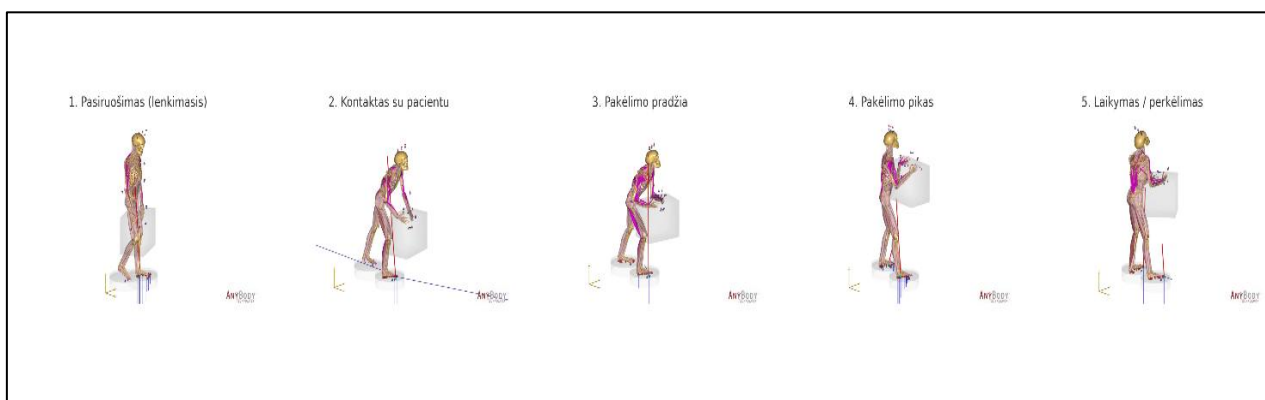


4 pav. 3D modelis atliekantis judesius realiu laiku ekrane.

2. Biomechninės apkrovos juosmeninėje dalyje perkėlimo metu analizė.

- a) Judesio analizės duomenys buvo surinkti naudojant Xsens inercinių jutiklių sistemą, leidžiančią tiksliai sekti žmogaus kūno segmentų judesius trimačiame modelyje. Dalyvis atliko natūralų judesį, imituojantį paciento perkėlimą rankomis, o surinkti kinematiniai duomenys buvo eksportuoti tolimesnei biomechaninei analizei.

- b) Judesio duomenys integruoti į raumens skeleto (AnyBody Modeling System) iš anksto sukonstruotą „MoCapModel“ modelį, pritaikytą darbui su Xsens sistema. Modelyje buvo atlikta atvirkštinės dinamikos analizė (inverse dynamics), kurios metu, remiantis įvestais judesio duomenimis, apskaičiuotos biomechaninės apkrovos: vidinės sąnarių reakcijos jėgos ir mechaniniai momentai. Siekiant atspindėti realias darbo sąlygas, modelyje buvo pridėtas išorinis apkrovos elementas (paciento svoris), kuris buvo taikomas tik nuo momentinės kėlimo pradžios (2.0 s) iki pabaigos (4.5 s). Tokiu būdu eliminuotas perteklinis krūvis modelio pradžioje ir pabaigoje, siekiant gauti biomechanškai tikslesnius rezultatus.
- c) Analizės metu buvo įvertinti L5–S1 stuburo segmento kompresinės ir šlyties jėgos bei lenkimo, ašiniai ir šoniniai momentai, kurie leidžia nustatyti stuburo apkrovos dydį skirtingose paciento kėlimo fazėse [64,65] (5 paveikslas).



5 pav. L5–S1 stuburo segmento kompresinės ir šlyties jėgos bei lenkimo, ašiniai ir šoniniai momentai skirtingose paciento kėlimo fazėse

3. Apatinių galūnių raumenų jėgos vertinimas.

Didžiojo sėdmens ir keturgalvio šlaunies raumenų jėgoms buvo naudojamas rankinis raumenų dinamometras Lafayette (6 pav.). Šis dinamometras yra laikomas tinkamu ir patikimu instrumentu izometrinei raumenų jėgai matuoti. Dinamometras matuoja maksimalią tiriamojo raumenų jėgą per 3 sekundes. Maksimali matuojama instrumentu jėga yra 300 svarai, 136,1 kg arba 1355 N [66–68]. Tyrimo metu buvo naudojami kilogramai Raumenų jėga buvo matuojama po vieną kartą abiejose kojose.

Keturgalvio šlaunies raumens jėgos matavimas: tiriamasis sėdi ant kušetės, nesiremia, kelio sąnarys yra sulenktas 90°. Pradedant matavimą, dinamometras yra laikomas ir juo suteikiamas pasipriešinimas blauzdos distaliniame gale. Tiriamojo prašoma ištiesti kelio sąnarį naudojant maksimalią jėgą.

Didžiojo sėdmens raumens jėgos matavimas: tiriamasis guli ant pilvo, koja sulenkta per kelio sąnarį 90° . Matavimo metu, dinamometras yra laikomas ir suteikiamas pasipriešinimas šlaunies distaliniam gale. Tiriamojo prašoma tiesti šlaunį, t.y. kelti koją į viršų maksimalia jėga.



6 pav. Rankinis raumenų dinamometras Lafayette [66].

4. Liemens raumenų ištvermės matavimas.

Liemens raumenų ištvermei įvertinti buvo naudojamas McGill liemens raumenų statinės ištvermės testas. Testas vertina giliųjų liemens raumenų ištvermę sekundėmis. Yra įrodyta, kad McGill testo patikimumas svyruoja nuo vidutinio iki aukšto (0.97-0.99) [69,70]. Testas sudarytas iš 3 dalių- pilvo raumenų, nugaros raumenų ir šoninių liemens raumenų testavimų. Tyrimo metu buvo vertinamos tik pilvo ir nugaros raumenų ištvermės bei matavimas vyko po vieną kartą.

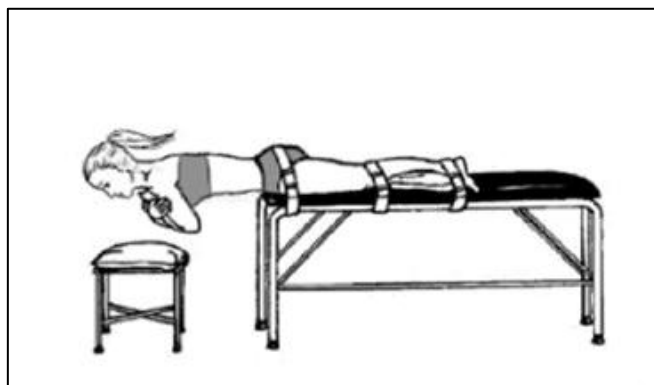
Pilvo raumenų ištvermės vertinimas: tiriamasis sėdi išlaikant liemenį 60° kampu, rankos sukryžiuotos ant krūtinės, kelio sąnariai sulenkti 90° , pėdos yra fiksuojamos (7 pav.). Pradedant matuoti laiką, tiriamojo prašoma išlaikyti šią padėtį kuo ilgiau. Testo baigimo laikas fiksuojamas, kai tiriamasis neišlaiko padėties [70,71].



7 pav. McGill testu pilvo raumenų ištvermės vertinimas [67].

Nugaros raumenų ištvermės vertinimas: tiriamasis guli ant pilvo, viršutinė kūno dalis kaba už kušetės ribų, kojos fiksuotos ties Achilo sausgyslėmis. Pradedant testą, tiriamojo prašoma pakelti

viršutinę kūno dalį, sukryžiuoti rankas ant krūtinės ir išlaikyti horizontalią padėtį kuo ilgiau (8 pav.) Testas baigiamas, kai viršutinė kūno dalis nusileidžia žemiau horizontalios padėties [70,71].



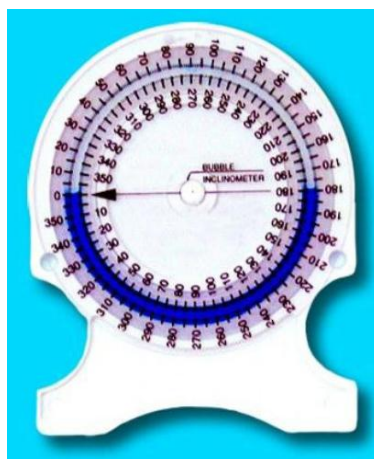
8 pav. McGill testu nugaros raumenų ištvermės vertinimas [67]

5. Juosmeninės stuburo dalies mobilumo vertinimas.

Rankinis inklinometras (9 pav.) buvo naudotas juosmens mobilumo vertinimui. Šis instrumentas yra vienas iš populiariausių stuburo mobilumo matavimo įrankių, kuris plačiai naudojamas klinikoje, dėl savo prieinamumo, lengvo naudojimo bei klinikinio patikimumo (0,75-0,9) [72,73]. Tyrimo metu buvo matuojamas juosmeninės stuburo dalies lenkimas į priekį (maksimalus lenkimas 50° - 60°) bei šios dalies tiesimas (maksimalus tiesimas 25° - 35°). Matavimas vyko po vieną kartą.

Juosmens lenkimas į priekį: Tiriamojo buvo prašoma lenktis į priekį ir rankų pirštais siekti kojų pirštus. Lenkimo metu, tiriamųjų buvo prašoma išlaikyti kelių sąnarius ištiestais. Inklinometras matavimo metu buvo dedamas dviejuose taškuose: Th12-L1 ir S1 srityse. Skirtumas tarp taškų matavimų- lenkimo amplitudės reikšmė [73].

Juosmens tiesimas: Tiriamojo buvo prašoma tiestis atgal, išlaikant dubenį neutralioje padėtyje. Kaip ir lenkimo matavimo metu, tiriamojo prašoma išlaikyti kelių sąnarius ištiestais. Inklinometras



9 pav. Rankinis inklinometras [71].

matavimo metu buvo dedamas dviejuose taškuose: Th12-L1 ir S1 srityse. Skirtumas tarp taškų matavimų- tiesimo amplitudės reikšmė [73].

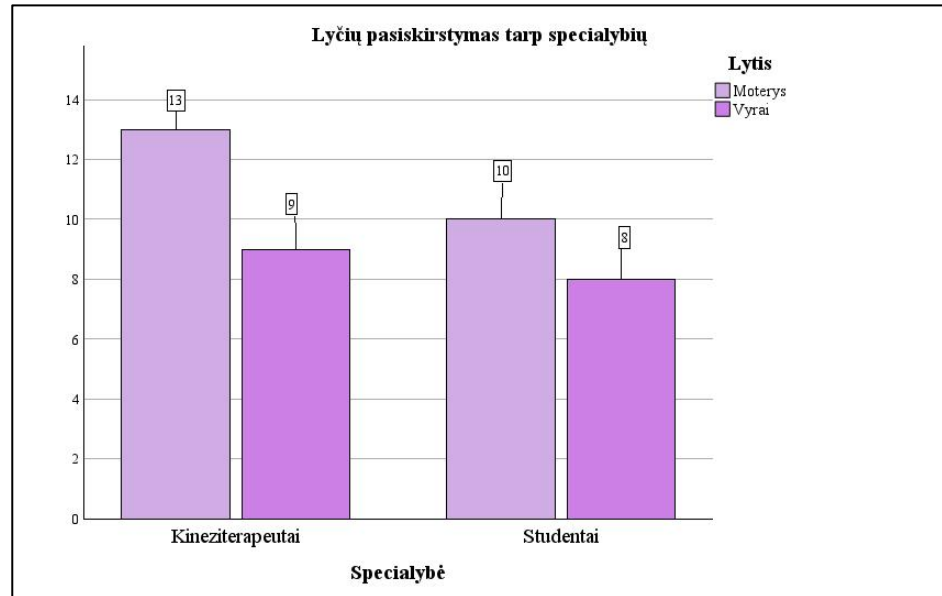
5.3.Statistinė duomenų analizė

Statistinė duomenų analizė buvo atliekama „SPSS 19.0“ statistinės analizės pakete. Grafikų ir lentelių braižymas buvo atliekamas Microsoft Office Excel 2501 ir „SPSS 30.0“ programinės įrangos paketuose. Tyrimo dalyvavus 50 tiriamųjų, duomenų normalumo sąlygai patikrinti buvo naudojamas Šapiro-Vilko testas. Kintamieji, pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį, buvo analizuojami neparametriniais testais, pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį- analizuojami parametriniais testais. Kelių grupių vidurkiams palyginti buvo taikoma vienfaktorinė analizė ANOVA. Buvo skaičiuojamos šios statistinės charakteristikos: vidurkis, mediana, standartinis nuokrypis; duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$. Norint rasti ir įvertinti sąsajas tarp patiriamų biomechaninių apkrovų ir fizinių bei funkcinų būklių, buvo taikyta koreliacinė analizė naudojant Pearson'o arba Spearman'o koreliacijos koeficientą. Biomechaninės apkrovos buvo skaičiuojamos pasitelkiant biomechaninius skaitinius modelius, pirmiausiai apskaičiavus ir apibrėžus gyvą pacientą keliančiojo kūno apkrovų ribas ir sudėtinius jėgos momentus juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo momentu.

4. TYRIMO REZULTATAI

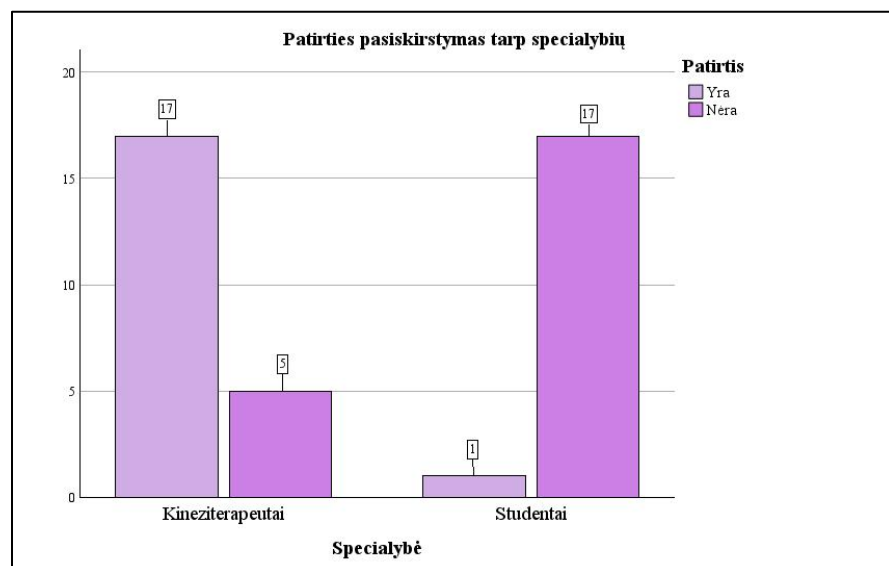
5.1. Bendra tiriamųjų charakteristika

Tyrime dalyvavo 40 tiriamųjų ($n=40$). Iš viso dalyvavo 22 kineziterapeutai (55%) bei 18 kineziterapijos studentų (45%). Didžiąją dalį visų tiriamųjų sudarė moterys (57,5%). Lyčių pasiskirstymas tarp specialybių yra pateikiamas 10 paveiksle (10 pav.): visose specialybose daugumą tiriamųjų sudarė moterys: tarp studentų 55,56%, o tarp kineziterapeutų 59,09%.



10 pav. Lyčių pasiskirstymas tarp specialybių.

Išanalizavęs tiriamųjų duomenis, nustatėme, jog 45% tiriamųjų turėjo darbo patirtį kineziterapijoje, kai 55% dar patirties neturėjo (11 pav.).



11 pav. Patirties pasiskirstymas tarp specialybių.

Tyrimo metu buvo analizuojamos tiriamųjų bendros charakteristikos. Tiriamųjų amžius svyravo nuo 18 iki 38 metų, o atsižvelgus į tiriamųjų amžiaus grupes, gavome, jog tyrimo metu 18-23 m. tiriamieji sudarė 55%, 24-28 m. 30%, o 29-38 m. tik 15% (3 lentelė).

Minimali visų tiriamųjų ūgio reikšmės svyravo nuo 157 cm iki 200 cm, o svorio reikšmės svyravo nuo 49 kg iki 100 kg (3 lentelė).

Pasinaudojus tiriamųjų ūgio ir svorio charakteristikomis, buvo apskaičiuotas tiriamųjų kūno masės indeksas (KMI). Tiriamųjų KMI rodiklis svyravo nuo 18,83 kg/m² iki 28,93 kg/m² (3 lentelė). Pagal Pasaulio Sveikatos Organizacijos teikiamą KMI pasiskirstymą, 75% tiriamųjų turėjo normalų svorį (KMI 18,5-24,9 kg/m²), kai 25% turėjo viršsvorį (KMI 25,0-29,9 kg/m²)

3 lentelė. Bendros tiriamųjų charakteristikos.

Charakteristika	Skaitinės charakteristikos				
	Min	Max	Vidurkis ± SN	Mediana	Pasikliautinojo vidurkio intervalas
Amžius (metai)	18	38	23,68±4,80	23	[22,14; 25,21]
Ūgis (cm)	157	200	177,76±11,24	177,50	[174,18; 181,37]
Svoris (kg)	49	100	74,10±13,03	73	[69,93; 78,27]
KMI (kg/m²)	18,83	28,93	23,32±2,61	23,08	[22,48; 24,15]

Min- mažiausia reikšmė, **Max-** didžiausia reikšmė, **SN-** standartinis nuokrypis, **KMI-** kūno masės indeksas. **Pastaba:** pasikliautiniai intervalai skaičiuojami naudojant 95% pasikliovimo lygį

5.2. Apatinių galūnių jėgos vertinimas

4.2.1. Keturgalvio šlaunies raumens analizavimas tarp grupių

Vertinant keturgalvio šlaunies raumens (KŠR) jėgą, buvo matuojamos abi galūnės. Ketvirtoje lentelėje yra pateikiami abiejų galūnių rezultatai (4 lentelė). Išanalizavę bendrus abiejų galūnių KŠR jėgas, nustatėme, jog dešinės ir kairės pusių jėgos buvo panašios, bei jų vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p>0,05$).

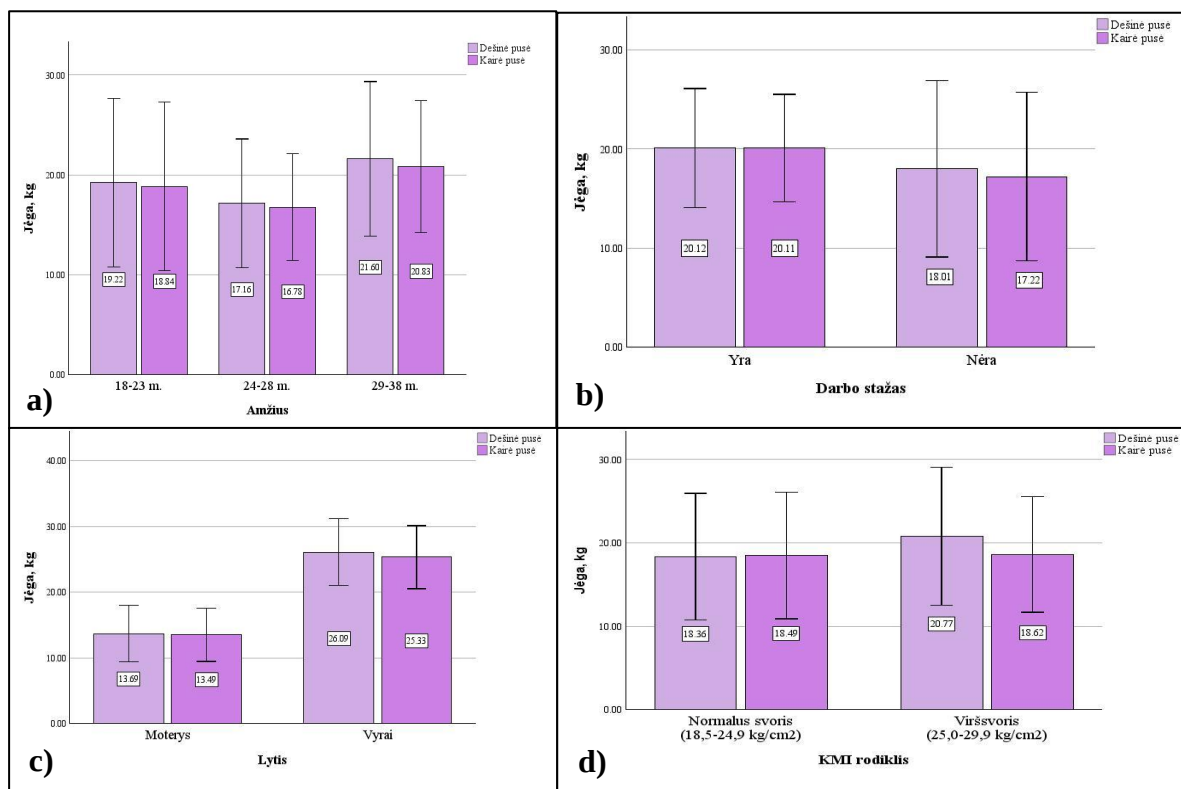
4 lentelė. KŠR jėga kairėje ir dešinėje galūnėje

Charakteristika	Kairės pusės KŠR			Dešinės pusės KŠR			Palyginimas tarp kairės ir dešinės pusės (p)
	Min	Max	Vidurkis ± SN	Min	Max	Vidurkis ± SN	
Jėga (kg)	4,30	34,30	16,46±7,79	5,90	36,20	16,80±8,18	0,219

Min- mažiausia reikšmė, **Max-** didžiausia reikšmė, **SN-** standartinis nuokrypis, **KŠR-** keturgalvis šlaunies raumuo, **p-** reikšmingumo

Atliekant tolimesnę duomenų analizę, buvo vertinama KŠR jėgą tarp skirtingų amžiaus grupių, taip pat išanalizavome jėgą atsižvelgiant į tiriamųjų darbo stažą, lytį bei KMI rodiklį. Gauti rezultatai yra pateikiami 12 paveiksle. Atlikus analizę, stebime, jog tiriamieji, kurių amžius yra 29-38 metai; kurie turi darbo stažą; kurių lytis yra vyriška bei kurių KMI rodiklis buvo aukštesnis, pasižymėjo didesne KŠR jėga (12 pav.).

Analizuojant KŠR jėgas skirtingose grupėse, nustatėme, kad tiriamųjų kairės ir dešinės pusių KŠR jėgos vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p>0,05$) darbo stažo, KMI rodiklio ir amžiaus



12 pav. Keturgalvio šlaunies raumens jėgos rezultatai skirtingose grupėse: a) amžius; b) darbo stažas; c) lytis; d) KMI rodiklis

atžvelgiu, nes gauti duomenys buvo panašūs, tačiau buvo rastas statistiškai reikšmingas skirtumas kairės ir dešinės pusių KŠR jėgos vidurkių lyties atžvilgiu, kas rodo jog moterų KŠR jėga buvo ženkliai mažesnė ($p < 0,05$) (5 lentelė).

5 lentelė. KŠR jėgos vidurkių palyginimas skirtingose grupėse

Charakteristika	p reikšmė tarp grupių	
	Kairė pusė	Dešinė pusė
Amžius	0,529	0,515
Darbo patirtis	0,202	0,381
Lytis	<0,001	<0,001
KMI rodiklis	0,961	0,400

p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

4.2.2. Didžiojo sėdmens raumens analizavimas tarp grupių

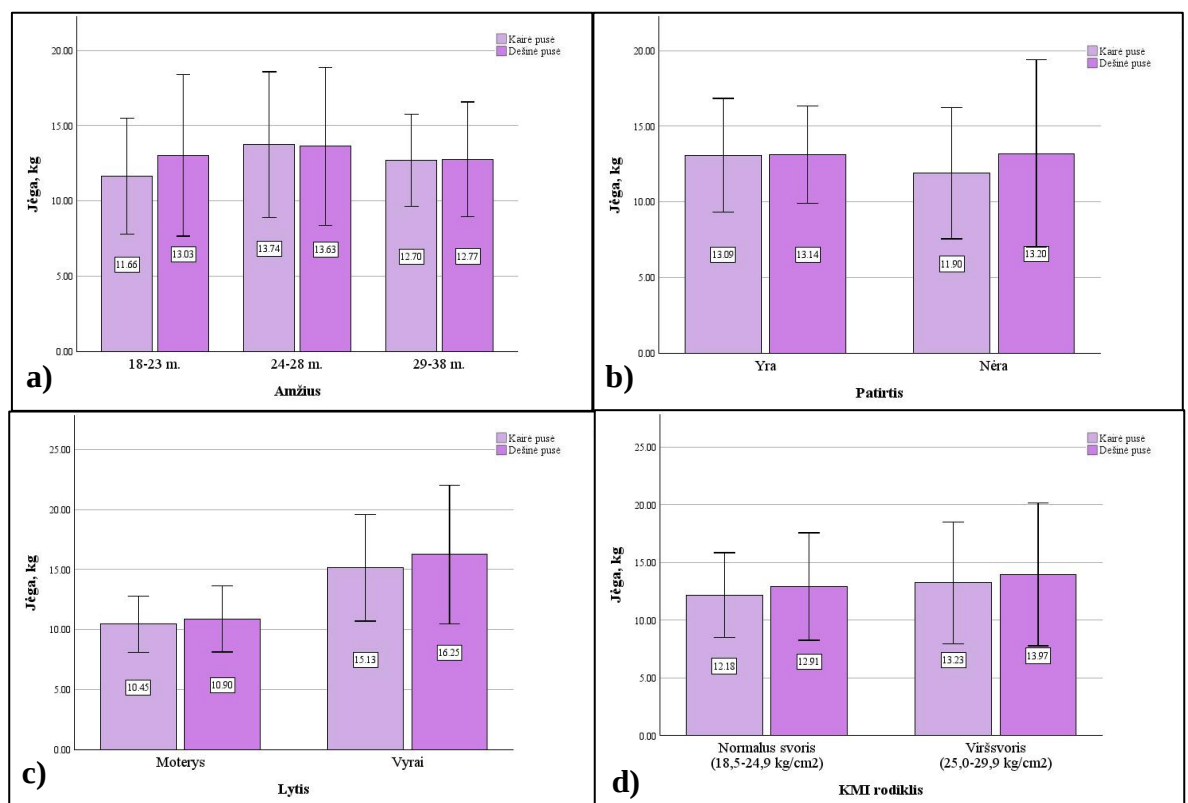
Didžiojo sėdmens raumens (DSR) vertinimo metu, buvo analizuojamos abiejų pusių apatinės galūnės. Šeštoje lentelėje yra pateikiami bendri abiejų galūnių gauti duomenys (6 lentelė). Atlikus tiriamųjų DSR duomenų analizę, nustatėme, kad kairės ir dešinės pusių DSR jėgų vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) bei duomenys buvo labai panašūs.

6 lentelė. DSR jėga kairėje ir dešinėje galūnėje

Charakteristika	Kairės pusės DSR			Dešinės pusės DSR			Palyginimas tarp kairės ir dešinės pusės (p)
	Min	Max	Vidurkis ± SN	Min	Max	Vidurkis ± SN	
Jėga (kg)	4	22	11,37±4,29	4,20	28	11,95±5,18	0,061

Min- mažiausia reikšmė, Max- didžiausia reikšmė, SN- standartinis nuokrypis, DSR- didysis sėdmens raumuo, p- reikšmingumo lygmuo

Atlikus detalesnę duomenų analizę, įvertinome DSR jėgą atsižvelgiant į tiriamųjų amžių, darbo stažą, lytį bei KMI rodiklį. Gauti rezultatai yra pateikiami 13 paveiksle. Nustatėme, jog tiriamieji, kurių amžius yra 24-28 m.; turintys darbo stažą kineziterapijoje; vyriškos lyties bei turintys aukštesnį KMI rodiklį pasižymėjo didesne DSR jėga (13 pav.).



13 pav. Didžiojo sėdmens raumens jėgos rezultatai skirtingose grupėse: a) amžius; b) darbo stažas; c) lytis; d) KMI rodiklis

Analizuojant DSR jėgas pagal skirtingus veiksnius, nustatėme, kad tiriamųjų kairės ir dešinės pusių DSR jėgos vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) darbo stažo, KMI rodiklio ir amžiaus atžvelgiu, dėl panašių duomenų, tačiau radome statistiškai reikšmingą skirtumą kairės ir dešinės pusių DSR jėgos vidurkių lyties atžvilgiu, kas rodo jog moterys pasižymi mažesne DSR jėga ($p < 0,05$) (7 lentelė).

7 lentelė. DSR jėgos vidurkių palyginimas skirtingose grupėse

Charakteristika	p reikšmė tarp grupių	
	Kairė pusė	Dešinė pusė
Amžius	0,583	0,958
Darbo patirtis	0,295	0,488
Lytis	<0,001	<0,001
KMI rodiklis	0,790	0,731

p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

4.4. Liemens raumenų ištvermės vertinimas

4.4.1. Lenkiamųjų raumenų ištvermės vertinimas

Tyrimo metu buvo vertinama tiriamųjų liemens raumenų ištvermė. Analizuojant bendrus lenkiamųjų raumenų duomenis, mažiausia stebima reikšmė yra 28,80 sek., kai didžiausia siekia 140,34 sek. Bendras lenkiamųjų raumenų ištvermės vidurkis yra $71,36 \pm 27,13$ sek.

8 lentelė. Liemens lenkiamųjų raumenų ištvermės rezultatai skirtingose grupėse

Charakteristika	Vidurkis ± SN (sek.)	p reikšmė tarp grupių
Amžius		
18-23 m.	73,27 ± 29,85	0,572
24-28 m.	73,37 ± 22,13	
29-38 m.	60,37 ± 27,39	
Darbo stažas		
Yra	75, 31 ± 24,68	0,412
Nėra	68,13 ± 29,15	
Lytis		
Moterys	66,65 ± 23,32	0,206
Vyrai	77,74 ± 31,17	
KMI rodiklis		
Normalus svoris (18,5-24,9 kg/m²)	73,12 ± 25,93	0,487
Viršsvoris (25,0-29,9 kg/m²)	66,11 ± 31,35	

SN- standartinis nuokrypis; **KMI**- kūno masės indeksas; p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

Tyrimo metu, atsižvelgiant į skirtingus veiksnius, buvo analizuojami liemens lenkiamųjų raumenų ištvermės vidurkiai. Nustatėme, jog tiriamųjų, kurių amžius buvo 24-28 m.; turintys darbo patirtį; kurių lytis yra vyriškoji bei turintys normalų svorį turėjo geresnius rezultatus. Nustatėme, jog lenkiamųjų liemens raumenų ištvermės vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) dėl panašiai gautų duomenų atsižvelgiant į visas analizuojamas charakteristikas (8 lentelė).

4.4.2. Tiesiamųjų raumenų ištvermės vertinimas

Panašiai kaip ir su liemens lenkiamaisiais raumenimis, buvo atliekama ir tiesiamųjų raumenų analizė. Bendrų duomenų analizavimo metu buvo gauti tokie duomenys: mažiausia bendra tiesiamųjų liemens raumenų reikšmė yra 18,77 sek., didžiausia 140,97 sek. Bendras visų grupių vidurkis yra $62,76 \pm 29,14$ sek.

9 lentelė. Liemens tiesiamųjų raumenų ištvermės rezultatai skirtingose grupėse

Charakteristika	Vidurkis ± SN (sek.)	p reikšmė tarp grupių
Amžius		
18-23 m.	66,91 ± 32,16	0,430
24-28 m.	61,87 ± 23,06	
29-38 m.	49,29 ± 28,55	
Darbo stažas		
Yra	63,88 ± 26,73	0,829
Nėra	61,84 ± 31,58	
Lytis		
Moterys	58,21 ± 26,28	0,257
Vyrai	68,90 ± 32,42	
KMI rodiklis		
Normalus svoris (18,5-24,9 kg/m²)	65,39 ± 28,92	0,261
Viršsvoris (25.0-29.9 kg/m²)	54,84 ± 29,88	

SN- standartinis nuokrypis; KMI- kūno masės indeksas; p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

Tyrimo metu, atsižvelgiant į skirtingus veiksnus, buvo analizuojami liemens tiesiamųjų raumenų ištvermės vidurkiai. Nustatėme, jog tiriamųjų, kurių amžius buvo 18-23 m.; turintys darbo patirties kineziterapijoje; kurių lytis yra vyriškoji bei turintys normalų svorį turėjo geresnius rezultatus. Nustatėme, jog tiesiamųjų liemens raumenų ištvermės vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) dėl panašiai gautų duomenų atsižvelgiant į visas analizuojamas charakteristikas (9 lentelė).

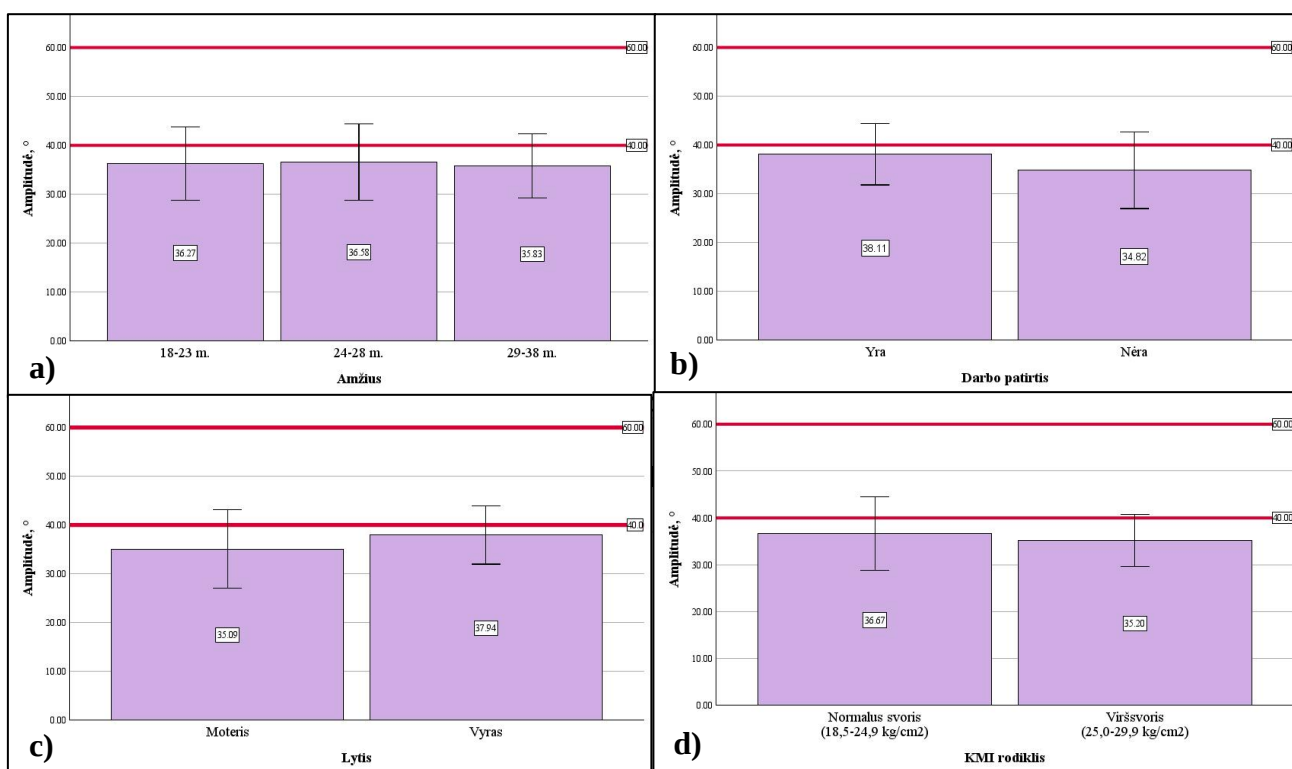
4.5. Juosmeninės stuburo dalies mobilumo vertinimas

4.5.1. Lenkimo amplitudės analizavimas

Tyrimo metu buvo vertinamas tiriamųjų juosmeninės dalies mobilumas. Kalbant apie lenkimo amplitudę, mažiausia stebima reikšmė yra 18° , didžiausia 50° . Juosmeninės dalies lenkimo amplitudės bendras vidurkis yra $36,30 \pm 7,30^\circ$.

Gauti juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudės rezultatai atsižvelgiant į skirtingus veiksnus yra pateikiami 14 paveiksle (14 pav.). Gauti rezultatai atitinka mokslinėje literatūroje pateikiamas sveikų asmenų normas. Nustatėme, jog tiriamieji kurie patenka į 24-28 m. amžiaus

tarpsnį, turi darbo patirties kineziterapijoje, yra vyriškos lyties bei kurių KMI rodiklis parodo normalų svorį, pasižymi geresne juosmeninės stuburo dalies lenkimosi amplitude.



14 pav. Juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudės rezultatų palyginimas su normatyvais (40°-60°) : a) amžius; b) darbo stažas; c) lytis; d) KMI rodiklis

Analizuojant tiriamųjų juosmeninės stuburo dalies lenkimosi amplitudę pagal skirtingus veiksnius, nustatėme, kad tiriamųjų lenkimosi amplitudės vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) darbo stažo, KMI rodiklio, lyties ir amžiaus atžvelgiu dėl panašių duomenų (10 lentelė).

10 lentelė. Juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudės vidurkių palyginimas grupėse.

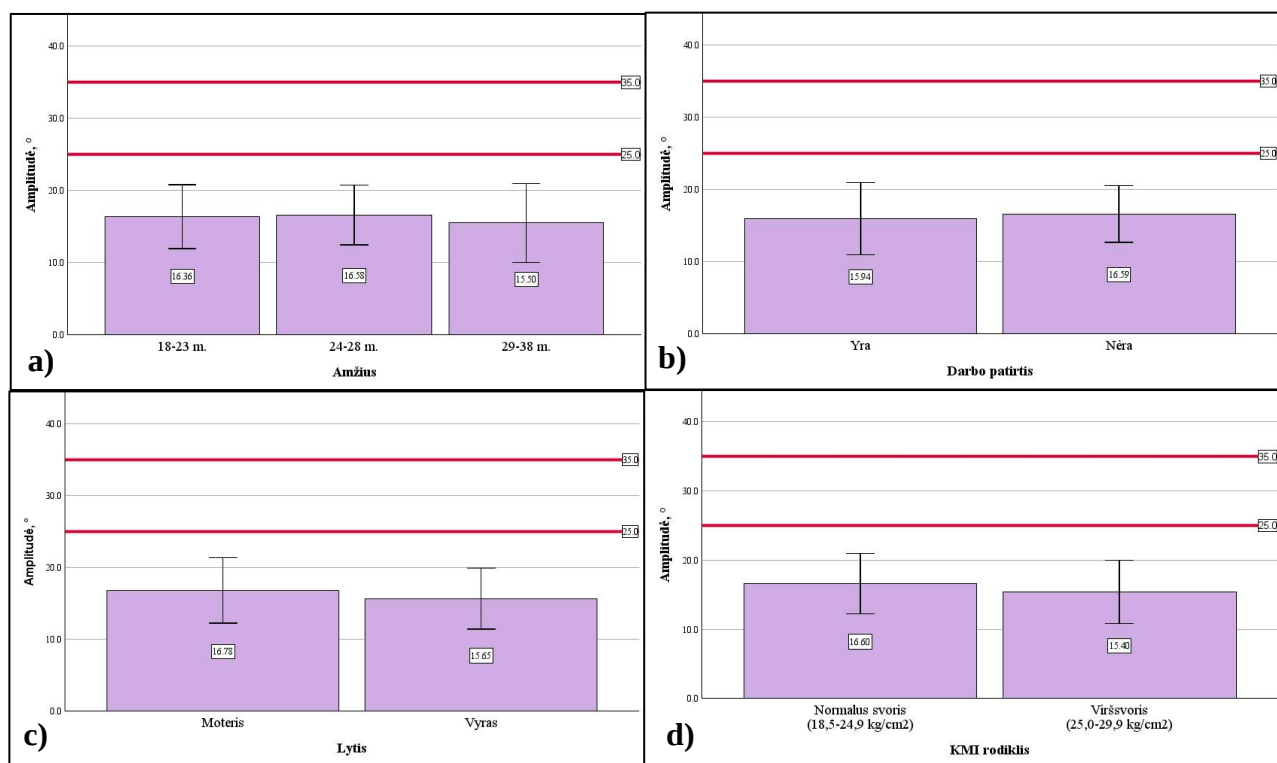
Charakteristika	p reikšmė tarp grupių
Amžius	0,980
Lytis	0,226
KMI rodiklis	0,424
Darbo patirtis	0,158

KMI- kūno masės indeksas; p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

4.5.2. Tiesimo amplitudės analizavimas

Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudė tarp tiriamųjų buvo analizuojama tokiu pačiu būdu kaip ir lenkimo amplitudė. Kalbant apie bendrus visų tiriamųjų duomenis, mažiausia reikšmė yra 9°, o didžiausia 25°. Bendras tiesimo amplitudės vidurkis yra $16,30 \pm 4,40^\circ$.

Gauti juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės rezultatai atsižvelgiant į skirtingus antropometrinius ir sociodemografinius duomenis yra pateikiami 15 paveiksle (15 pav.). Gauti rezultatai neatitinka mokslinėje literatūroje pateikiamas sveikų asmenų normas. Nustatėme, jog tiriamieji kurie patenka į 24-28 m. amžiaus tarpsnį, neturi darbo stažo kineziterapijoje, yra moteriškos



15 pav. Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės rezultatų palyginimas su normatyvais (25°-35°): a) amžius; b) darbo stažas; c) lytis; d) KMI rodiklis

lyties bei turi normalaus svorio KMI rodiklį, pasižymi didesne juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitude.

Tyrimo metu, atsižvelgiant į skirtingus veiksnius, buvo analizuojami juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės vidurkiai. Buvo nustatyta, jog tiesimo amplitudės vidurkiai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) dėl panašiai gautų duomenų atsižvelgiant į visas analizuojamas charakteristikas (11 lentelė).

11 lentelė. Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudės vidurkių palyginimas grupėse.

Charakteristika	p reikšmė tarp grupių
Amžius	0,887
Lytis	0,427
KMI rodiklis	0,529
Darbo patirtis	0,650

KMI- kūno masės indeksas; p- reikšmingumo lygmuo. **Pastaba:** duomenys statistiškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

4.6. Biomechaninių apkrovų tenkančių juosmeninei stuburo daliai paciento perkėlimo metu analizė

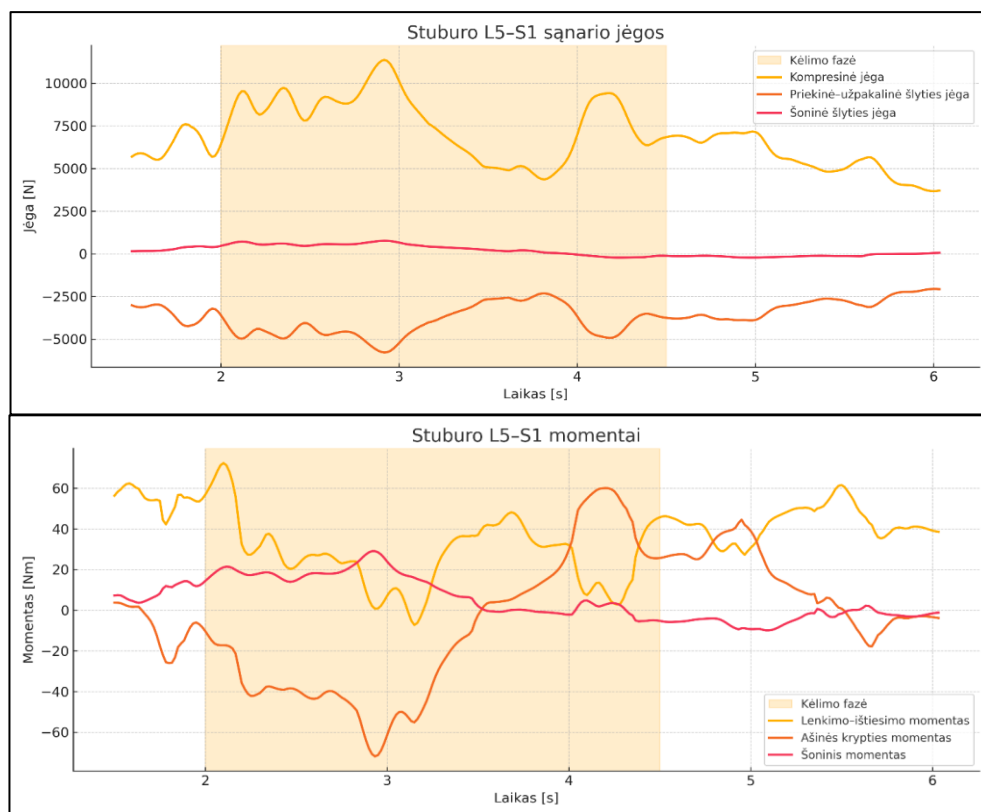
Mūsų tyrimo rezultatuose, kaip raumens skeleto modelis analizuojant biomechanines apkrovas tenkančias juosmeninei daliai paciento perkėlimo metu pateikiami tiriamosios, atitinkančios vidutinius (vidurkį) moterų tiriamųjų parametrus - 26 metų moteris, kineziterapeutė, turinti 3 metų patirtį, 162 cm ūgio ir 58 kg svorio.

4.6.1. Stuburo L5–S1 segmento jėgų ir momentų analizė

Atliekant paciento kėlimo be pagalbinių priemonių biomechaninę analizę, buvo sudaryti stuburo L5–S1 segmento jėgų ir momentų grafikai, kuriuose fiksuojamos kompresinės bei šlyties jėgos (16 pav.).

1) Jėgų grafike užfiksuotos kompresinės bei šlyties jėgos parodė:

- a) didžiausia kompresinė jėga pasiekama aktyvaus kėlimo fazėje – tarp 2,0 ir 4,5 sekundžių- viršijo 7000 N, nors rekomenduojama, kad pacientą keliant be pagalbinių priemonių, stuburo kompresinės jėgos neviršytų 6800 N .

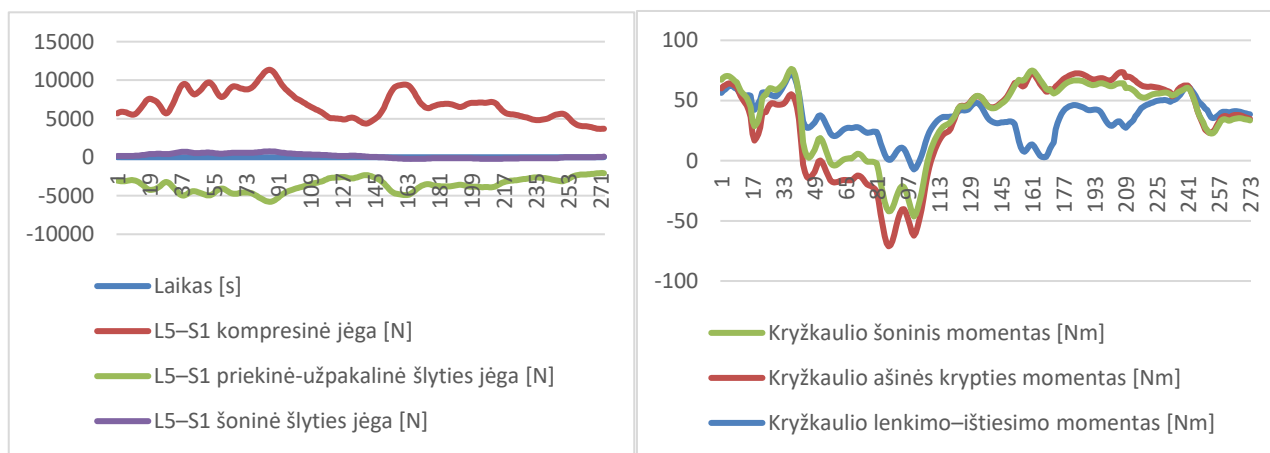


16 pav. L5-S1 segmento patiriamos jėgos ir momentai kėlime be pagalbinių priemonių

- b) Priekinė–ūžpakalinė šlyties jėga taip pat padidėjo kėlimo metu, rodydama, kad stuburui tenka įveikti reikšmingą horizontalų poslinkį, ypač lenkimo padėtyje.
 - c) Šoninės šlyties jėgos išliko santykinai mažos, tačiau jų padidėjimas galėtų rodyti asimetrinį kėlimą, kuris padidina tarpslankstelių diskų apkrovą.
- 2) Momentų grafike užfiksuoti lenkimo–ištiesimo, ašiniai ir šoniniai momentai:

- Didžiausias stuburo sukimo krūvis patiriamas ankstyvoje kėlimo fazėje, ypač esant didesniai liemens lenkimui.
- Lenkimo–ištiesimo momentas pasiekė virš 60 Nm, o tai atitinka tyrimų duomenis, kur tokie momentai svyruoja nuo 50 iki 250 Nm, priklausomai nuo apkrovos ir padėties.
- Ašiniai ir šoniniai momentai išliko mažesni, tačiau jų reikšmė svarbi, nes rodo stuburo pasukimus ir šoninius pakrypimus, kurie laikomi vienais iš pagrindinių lėtinio juosmens skausmo rizikos veiksnių.

Šie grafikai atskleidžia ne tik stuburo apkrovos intensyvumą kėlimo metu, bet ir kryptinį jų pobūdį, leidžiantį įvertinti stuburo biomechaninę riziką tiek vertikaliai (kompresija), tiek horizontalioje ir kampinėje plokštumose (šlytis ir momentai) (17 pav.).

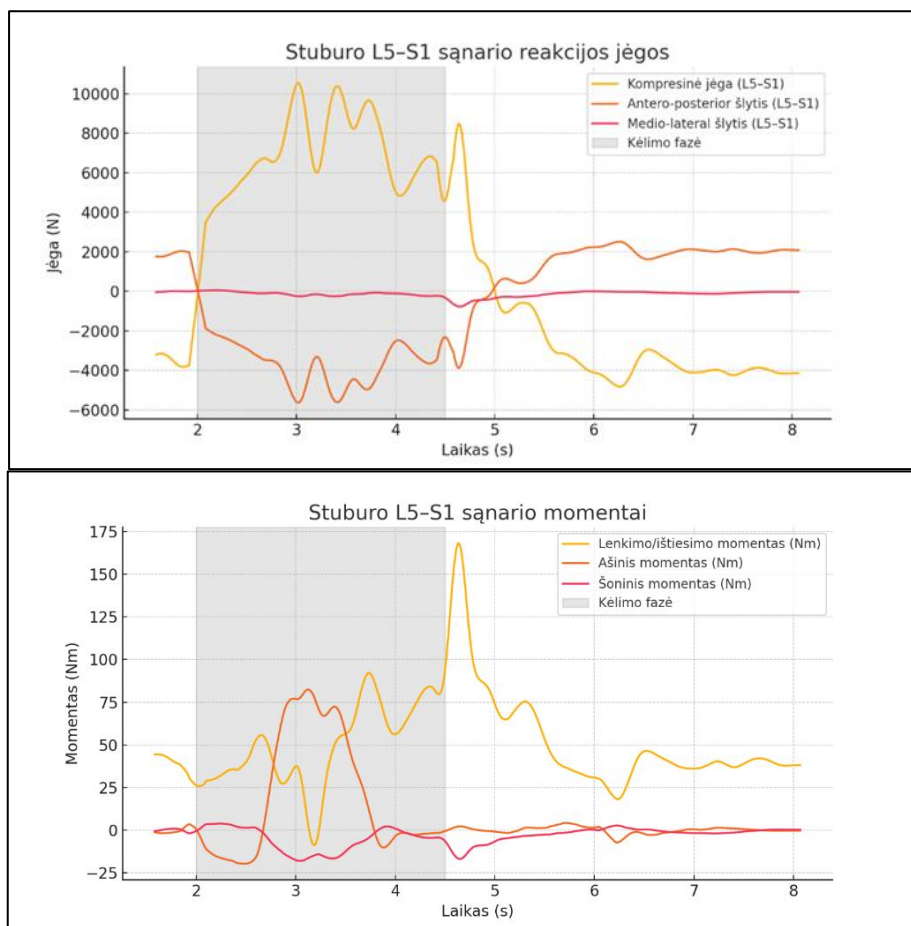


17 pav. Biomechaninių apkrovų intensyvumas ir kryptinis pobūdis kėlimo metu

Ypač svarbu pabrėžti, kad kai kėlimas buvo atliekamas be specialių pagalbinių priemonių ar diržo, apkrovos paskirstė natūraliai – per pečius, stuburo juosmenį ir dubens sritį. Dėl to didžiausi biomechaniniai krūviai tenka L5–S1 segmentui, kur sutelkta didelė apkrova lenkimo momentui kompensuoti ir išlaikyti kūno stabilumą. Toks apkrovos pasiskirstymas atspindi realias darbo sąlygas ir padeda geriau suprasti traumų rizikos taškus stuburo srityje.

Paciento kėlimo metu naudojant kėlimo diržą pastebėtas aiškus ir biomechanškai logiškas L5–S1 segmento apkrovų pasiskirstymas (18 pav.):

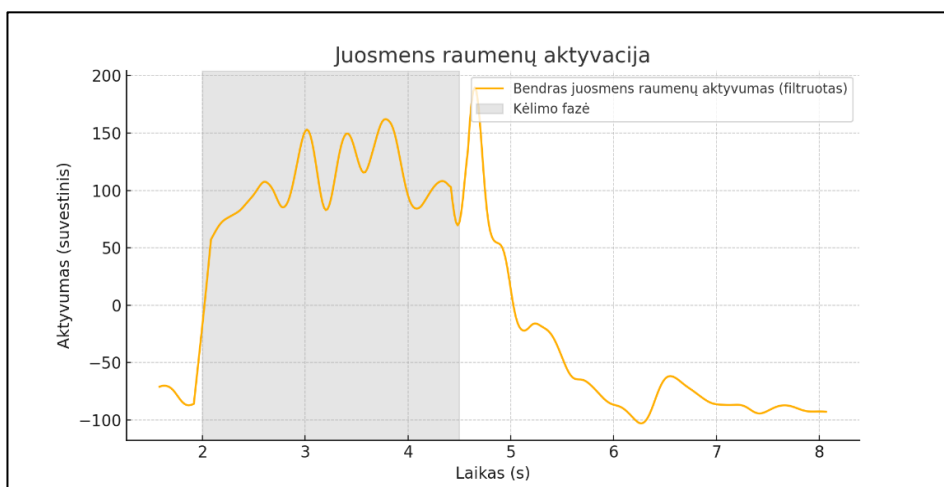
- Reakcijos jėgų grafike ryškiai matoma, kad kompresinė jėga intensyviai didėja kėlimo fazėje (2,0–4,5 s) ir pasiekia virš 10 000 N, kas atitinka maksimalias leistinas fiziologines ribas. Šis padidėjimas laikytinas kontroliuotu, kadangi jėga staigiai sumažėja po kėlimo fazės, o šlyties jėgos – tiek antero–posterior, tiek medio–lateral – išlieka santykinai mažos, kas rodo, kad diržas padeda stabilizuoti stuburą ir išvengti horizontalių perkrovų.
- Momentų grafike dominuoja lenkimo–ištiesimo momentas, kuris kėlimo fazėje palaipsniui kyla ir piko metu viršija 170 Nm, tačiau jo didėjimas ir mažėjimas yra tolygus, be staigių



18 pav. L5-S1 segmento patiriamos jėgos ir momentai kėlime su perkėlimo diržu

šuočių. Tai rodo biomechanškai saugų judesį. Ašiniai ir šoniniai momentai išlieka nedideli, todėl galima teigti, kad judesys buvo atliktas simetriškai, be reikšmingų pasisukimų ar šoninių pakrypimų.

- c) Raumenų aktyvacijos grafikas (19 pav.) patvirtina stuburo apkrovų pobūdį: aktyvacija aiškiai sustiprėja kėlimo metu, pasiekia piką apie 4,5 s (~200 vnt. suvestinio aktyvumo) ir



19 pav. Juosmens raumenų aktyvacija perkėlimo metu

vėliau palaipsniui mažėja. Nors absoliutinis aktyvumas didelis, paskirstymas yra tolygus ir sutampa su kėlimo faze, o tai rodo, kad pagrindiniai stabilizuojantys raumenys įsitraukia efektyviai.

Kėlimo diržo naudojimas leidžia pasiekti biomechanškai optimalią stuburo apkrovos eigą: vertikalios jėgos ir momentai pakyla kontroliuotai, šlyties ir sukamieji komponentai išlieka maži, o raumenų aktyvacija – koordinuota. Gautos reikšmės patvirtina, kad naudojant pagalbinę priemonę galima sumažinti traumų riziką ir optimizuoti stuburo apkrovų valdymą, kaip siūloma ir kituose biomechaniniuose tyrimuose.

4.6.2. Stuburo L5–S1 segmento biomechaninių apkrovų palyginimas keliant pacientą su diržu ir be diržo

Atlikome palyginamąją analizę stuburo L5–S1 segmento biomechaninių apkrovų keliant pacientą su diržu ir be diržo. Tyrimo rezultatai parodė (12 lentelė), būtent kuriais kėlimo būdais atliekant paciento perkėlimą išryškėja didžiausi biomechaniniai krūviai tenkantys L5–S1 segmentui.

L5–S1 segmento kompresinės jėgos palyginimas: Kėlimo be diržo metu stuburo kompresinės jėgos žymiai padidėja, dažnai viršija 6000–8000 N, o kartais siekia ir >10 000 N, ypač kai pacientas per sunkus ar judesys nevaldomas. Su diržu kompresija mažesnė (~5000–7000 N), nes geresnė padėtis ir kontrolė sumažina apkrovą.

Šlyties jėgos palyginimas: Be diržo priekinė šlytis dažnai viršija 1000 N (pavoingas lygis), gali siekti iki 1500 N. Su diržu šios jėgos sumažėja ~20–40 %, priklausomai nuo situacijos ir diržo tipo. Šoninė šlytis reikšmingai nesikeičia, nebent judesys asimetriškas.

12 lentelė. Patiriamos biomechaninės apkrovos skirtingų perkėlimo būdų metu

Rodiklis	Be perkėlimo diržo	Su perkėlimo diržu
L5–S1 kompresija (N)	6000–8000 N; galimi pikai >10 000 N	5000–7000 N; kontroliuojama
Priekinė šlytis (N)	>1000 N; iki 1500 N	20–40 % mažesnė
Šoninė šlytis (N)	<300 N (jei simetriška)	Panaši; nesikeičia ženkliai
Lenkimo momentas	Didelis dėl pasilenkimo	~30 % mažesnis
Raumenų aktyvacija	75–80 % MVC	~65–70 % MVC; tolygesnė
Apkrovos pasiskirstymas	Staigūs pikai, netolygus	Sklandus, tolygus
Traumos rizika	Labai didelė	Mažesnė, bet išlieka

N- niutonai, MVC- didžiausias valingas susitraukimas

Lenkimo–ištiesimo momentų palyginimas: Be diržo keliantysis labiau pasilenkia į priekį, todėl stuburui tenka didesnis lenkimo momentas. Su diržu pasvirimo kampas sumažėja iki 30 %, o momentas – proporcingai. Tai sumažina riziką nugarai.

Raumenų aktyvacijos palyginimas: Be diržo nugaros tiesiamųjų raumenų aktyvumas siekia iki 75–80 % didžiausio valingo susitraukimo (MVC), o tai yra aukštas lygis ir kelia nuovargio riziką. Su diržu aktyvacija mažėja apie 10 %, o pasiskirstymas tampa tolygesnis.

Apkrovų pasiskirstymas ir traumų rizika: Be diržo jėgos pasiskirsto netolygiai, dažni staigūs šuoliai (pikai), kurie pavojingi nugarai. Su diržu jėga didėja sklandžiai, todėl apkrova tampa pastovesnė. Traumos rizika su diržu mažesnė, bet vis tiek viršija saugias ribas.

4.7. Skirtingų veiksnių poveikis patiriamoms biomechaninioms apkrovoms

Atlikome koreliacinę analizę, kurios metu buvo ieškomos sąsajos tarp tiriamųjų patiriamų biomechaninių apkrovų ir fizinių bei funkcinų būklių, antropometrinių duomenų (13 lentelė). Nustatėme, jog tik keli analizuojami mūsų veiksniai turėjo įtakos patiriamoms tiriamųjų biomechaninėms apkrovoms.

13 lentelė. Sąsajos tarp patiriamų biomechaninių apkrovų ir analizuojamų veiksnių

Charakteristika	L5-S1 kompresinė jėga	L5-S1 priekinė- užpakalinė šlyties jėga	L5-S1 šoninė šlyties jėga
Amžius	r= 0,055 p= 0,735	r= 0,014 p= 0,931	r= 0,064 p= 0,697
Ūgis	r= 0,187 p= 0,248	r= -0,138 p= 0,397	r= 0,144 p= 0,376
Svoris	r= 0,030 p= 0,856	r= 0,006 p= 0,969	r= -0,074 p= 0,652
KMI	r= -0,171 p= 0,292	r= 0,169 p= 0,298	r= -0,227 p= 0,160
Kairės pusės KŠR jėga	r= -0,231 p= 0,151	r= 0,284 p= 0,076	r= -0,283 p= 0,077
Dešinės pusės KŠR jėga	r= -0,232 p= 0,150	r= 0,279 p= 0,081	r= -0,265 p= 0,099
Kairės pusės DSR jėga	r= -0,288 p= 0,031	r= -0,354 p= 0,025	r= -0,319 p= 0,045
Dešinės pusės DSR jėga	r= -0,411 p= 0,008	r= -0,460 p= 0,003	r= -0,431 p= 0,006
Liemens lenkiamųjų raumenų ištvermė	r= 0,103 p= 0,528	r= -0,046 p= 0,780	r= 0,124 p= 0,446
Liemens tiesiamųjų raumenų ištvermė	r= 0,008 p= 0,960	r= 0,048 p= 0,768	r= -0,020 p= 0,903
Juosmeninės stuburo dalies lenkimo amplitudė	r= 0,109 p= 0,501	r= -0,067 p= 0,683	r= 0,106 p= 0,515
Juosmeninės stuburo dalies tiesimo amplitudė	r= 0,336 p= 0,034	r= 0,316 p= 0,047	r= 0,479 p= 0,002
Darbo patirtis	r= -0,041 p= 0,801	r= 0,110 p= 0,501	r= -0,092 p= 0,571

r- koreliacijos reikšmė, **KŠR**- keturgalvis šlaunies raumuo, **DSR**- didysis sėdmens raumuo, **KMI**- kūno masės indeksas, p- reikšmingumo lygmuo. Pastaba: duomenys statistškai reikšmingi, kai $p < 0,05$

Gauti rezultatai atitinka biomechanines kūno funkcijas. Nustatėme, jog esant silpnesniam DSR, didėja apkrovos juosmeninėje stuburo dalyje bei esančiuose šioje srityje pasyviose struktūrose (TD ir raiščiai), taip pat didėja traumatizmo rizika L5-S1 segmente. Toks rezultatas gali būti paaiškintas tuo, jog DSR stabilizuoja liemenį bei dubenį, o esant sumažėjusiai stabilizacijai, perkėlimo judesys kompensuojamas iš juosmeninės stuburo dalies. Taip pat, esant didesniam juosmens tiesimui, gali

didėti patiriamos apkrovos. Atsižvelgiant į biomechaniką, esant hipermobilumui ar nekontroliuojamam tiesimui, perkėlimo metu gali staigiai didėti biomechaninės apkrovos, didinančios traumatizmo riziką juosmeninėje stuburo dalyje.

6. TYRIMO REZULTATŲ APITARIMAS

MPP yra vienas iš reguliariai atliekamų uždavinių sveikatos priežiūros įstaigose. Tačiau, dėl neergonominių padėčių išlaikymo MPP metu, stuburas yra veikiamas suspaudimo ir šlyties apkrovomis, kurios prisideda prie juosmeninės stuburo dalies diskų struktūrinės degeneracijos ar kitų sutrikimų. MPP mokslinėje literatūroje yra vis dažniau siejamas su KRS sutrikimais, kurie yra daugiafaktoriniai ir priklauso nuo tokiu veiksnių kaip asmeniniai, psichosocialiniai, aplinkos ir biomechaniniai. Sveikatos priežiūros specialistai, pavyzdžiui kineziterapeutai bei slaugytojos, dažniausiai susiduria su MPP [2,13].

Šiuo tyrimu buvo siekiama rasti ir įvertinti sąsajas tarp patiriamų biomechaninių apkrovų paciento perkėlimo metu ir fizinės bei funkcinės būklės kineziterapeutų tarpe. Mokslinėje literatūroje nebuvo aptikta tyrimų, kurie nagrinėtų sąsajas tarp biomechaninių apkrovų ir kineziterapeutų fizinių bei funkcinių būklių. Daug dažniau mokslininkai nagrinėja patiriamas apkrovas tarp slaugytojų, kurios dėl savo darbo pobūdžio dažniau atlieka MPP [50]. Tačiau, kineziterapeutai taip pat atlieka pacientų perkėlimą savo praktikoje gydymo ar pagalbos pacientui tikslais [13]. Atlikto tyrimo rezultatai atskleidžia informaciją mažai išnagrinėtoje temoje.

Tokie autoriai kaip Hellmers [3], Callihan [45] ir Brinkmann [44] nustatė, jog KŠR ir DSR atlieka labai svarbu vaidmenį paciento perkėlimo metu- apatinių galūnių naudojimas (pritūpimo atlikimas) apsaugo nugarą nuo didelių biomechaninių apkrovų, bei užtikrina tolygų svorio paskirstymą perkėlimo metu. Įvertinus tiriamųjų KŠR ir DSR raumenų jėgas bei jų sąsajas su patiriamomis biomechaninėmis apkrovomis, nustatėme, jog DSR raumuo įtakoja biomechanines apkrovas ($p < 0,05$), kas sutampa su kitų autorių pastebėjimais ir rezultatais.

Ezzatvar ir kt. nustatė, jog kineziterapeutai, kurie pasižymėjo geresniais liemens tiesiamųjų raumenų ištvermės rezultatais, turėjo mažesnę riziką išsivystyti ANDS bei pasireiškė geresniu darbingumu ir darbo užduočių atlikimu [15]. Callihan ir kt. nustatė, jog liemens lenkiamųjų raumenų aktyvavimas paciento perkėlimo metu yra svarbus stabilizavimo komponentas. Esant padidėjusiai šių raumenų aktyvacijai, yra gerinamas liemens stabilizavimas paciento perkėlimo metu, o tai gerina intraabdominalinį slėgį ir yra užtikrinamas geresnis juosmeninės stuburo dalies stabilizavimas [45]. Mūsų tyrimo tiriamųjų vidutinis tiesiamųjų ištvermės laikas buvo 62,76 sek., kas yra reikšmingai žemesnis vidurkis palyginus su kitų autorių gautais rezultatais- pagal McGill, sveikų ir jaunų tiriamųjų vidutinis liemens tiesiamųjų raumenų ištvermės testo laikas vyrams yra 146 sek., o moterims- 189 sek., o Ezzatvar tyrime vidutinis laikas tarp vyrų buvo 132,9 sek., moterų- 92,8 sek. [15,74], kai mūsų tyrime moterų vidurkis buvo 52,21 sek., o vyrų 68,90 sek..

Įvertinus tiriamųjų juosmeninės stuburo dalies mobilumą, kineziterapeutų rezultatai iš dalies atitiko juosmeninės stuburo dalies mobilumo normas- juosmens tiesimo judesys neatitiko normos, kur tiriamųjų vidurkis buvo $16,30 \pm 4,40^\circ$, kai norma yra 25° - 35° , tačiau juosmens lenkimas pateko į

40°-60° normos ribas- tiriamųjų vidurkis buvo $36,30 \pm 7,30^\circ$ [73,75]. Sadeghi ir kt. tyrime buvo nustatyta, jog sveikų asmenų lenkimosi amplitudė siekė $34,25 \pm 5,92^\circ$, o tiesimo $7,65 \pm 2,11^\circ$ [73], kas yra panašu su mūsų gautais rezultatais.

Patiriamos biomechaninės apkrovos mokslinėje literatūroje yra dažniausiai vertinamos tarp slaugytojų, kurios dažniausiai ir atlieka pacientų perkėlimus. Banks ir kt. tyrime buvo nustatyta, jog paciento (64 kg ir 170 cm) perkėlimo metu iš vežimėlio ant lovos, L5/S1 stuburo srityje yra patiriamos 982-5473 N kompresinės ir 108-1901 N šlyties jėgos [76]. Iridiastadi taip pat gavo panašius rezultatus paciento (80 kg) perkėlimo metu L5/S1 stuburo srityje, suspaudimo jėgos svyravo nuo 1000 N iki 1800 N, o šlyties jėgos svyravo nuo 200 iki 250 N [1]. Mūsų gauti rezultatai sutampa su kitų autorių atradimais- perkeliant pacientą (65 kg ir 180 cm) be pagalbinių priemonių, kompresinės jėgos viršijo 10 000 N bei šlyties jėgos svyravo nuo 300 N iki 1000 N, kas yra didelė perkrova juosmeninei stuburo daliai. Tokios didelės perkrovos yra vienas iš rizikos veiksnių, kuris sukelia KRS sutrikimus [42].

Norint sumažinti patiriamas biomechanines apkrovas, autoriai rekomenduoja naudotis perkėlimo diržu paciento perkėlimo metu [35,50,77]. Zakerian ir kt. nustatė, jog yra reikšmingas ryšys tarp apatinių galūnių sutrikimų bei perkėlimo diržo naudojimo. Pagal autorius, paciento perkėlimo metu, perkėlimo diržas gali sumažinti KRS pažeidimų riziką, ypač juosmeninėje stuburo dalyje, rankose, šlaunyse ir kelio sąnariuose, bei mažina sveikatos priežiūros specialistų patiriamą krūvį [48]. Riccoboni 2021 m. nustatė, kad pagalbinės įrangos naudojimas perkėlimo metu sumažina patiriamas apkrovas L5/S1 stuburo srityje ($p < 0,05$)- apkrova sumažėjo iki 33% [46]. Mūsų gauti rezultatai parodė, jog dėka perkėlimo diržo, kompresinė jėga sumažėjo 12,5% bei priekinė šlyties jėga sumažėjo 20-40%, kas sutampa su kitų autorių išvadomis. Taip pat, pastebėjome, jog apkrovos su perkėlimo diržu yra tolygios, neaugančios staigiai, kas mažina pažeidimo riziką.

Atliktas tyrimas rodo, kad visgi tokios fizinės būklės kaip DSR jėga, juosmeninės stuburo dalies tiesimas, bei paciento perkėlimo technika- perkėlimo diržo naudojimas- gali įtakoti patiriamas biomechanines apkrovas, tačiau amžius nėra susijęs su biomechaniniomis apkrovomis paciento perkėlimo metu, todėl šio tyrimo hipotezė pasitvirtino iš dalies.

Šio tyrimo gauti rezultatai gali būti reikšmingi tolimesniuose tyrimuose, kurie labiau gilintųsi į mažai ištirtą temą apie kineziterapeutų patiriamas apkrovas paciento perkėlimo metu.

7. IŠVADOS

1. Mūsų tyrime dauguma tiriamųjų buvo moterys (57,5%), kurių darbo patirtis vidutiniškai siekė $1,65 \pm 3,27$ metus. Tiriamųjų amžiaus vidurkis siekė $23,68 \pm 4,80$ metus, svoris – $74,10 \pm 13,03$ kg, ūgis $177,76 \pm 11,24$ cm, KMI $23,32 \pm 2,61$ ir kiti fizinio parengtumo rodikliai kiek atitiko bendrus fizinio treniruotumo standartus bei statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) atsižvelgus į tiriamųjų amžių, darbo patirtį bei KMI rodiklį, išskyrus nustatytus statistiškai reikšmingus raumenų jėgos skirtumus tarp vyrų ir moterų ($p < 0,05$).
2. Nustatyti didžiausi biomechaniniai krūviai, tenkantys L5-S1 segmentui atliekant paciento perkėlimą, aktyvaus kėlimo fazėje tarp 2,0 ir 4,5 s kuomet pasiekama didžiausia segmento L5-S1 kompresija, siekianti ribinę 7 000 N normą tiek pacientą perkeltant su pagalbinėmis priemonių tiek be jų. Kėlimo diržo naudojimas leidžia pasiekti biomechaniskai optimalią stuburo apkrovos eigą: vertikalios jėgos ir momentai pakyla kontroliuotai, šlyties jėga sumažėja iki 40 % ir sukamieji komponentai išlieka ženkliai mažesni, o raumenų aktyvacija – koordinuota, tuo tarpu perkeltant be pagalbinių priemonių biomechaninės apkrovos stuburui tampa žymiai intensyvesnės, chaotiškos, mažiau kontroliuojamos ir kelia didesnę traumų riziką.
3. Išanalizavę veiksnius, kurie gali įtakoti patiriamas biomechanines apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje, nustatėme, antropometriniai tiriamųjų duomenys neįtakoja apkrovų dydį, tačiau fiziniai tiriamųjų rodikliai turi įtakos kompresinėms ir šlyties apkrovoms ($p < 0,05$). Tiriamieji, kurių DSR jėga buvo mažesne ir juosmens tiesimas buvo per didelis, patyrė didesnes apkrovas juosmeninėje stuburo dalyje.

8. REKOMENDACIJOS

1. Kineziterapeutai planuodami atlikti paciento perkėlimą turi nepamiršti atsižvelgti ir kiek įmanoma labiau pritaikyti perkėlimo aplinką (lovos aukštį, prisitraukti arčiau ar judesį atlikti labiau iš kojų) bei naudotis perkėlimo diržu, tam kad apsaugoti juosmeninę stuburo dalį nuo didelių biomechaninių apkrovų ir mažinti traumatizmo riziką.
2. Siekiant valdyti stuburo apkrovas ir apsaugoti L5-S1 segmentą nuo hiperekstenzijos ar kompensacinių pasikartojančių judesių kineziterapeutai turėtų gerinti savo fizinį pasirengimą ir palaikyti stuburo mobilumą ir stuburo stabilizatorių balansą stiprinant liemens, apatinių galūnių ir pilvo preso raumenis.

8. LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Iridiastadi H, Vani T, et al. Biomechanical Evaluation of a Patient-Handling Technology Prototype. *International Journal of Technology*. 2020; 11(1):180-189.
2. Garzillo EM, et al. Healthcare Workers and Manual Patient Handling: A Pilot Study for Interdisciplinary Training. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2020; 17:4971.
3. Hellmers S, Brinkmann A, Böhlen CF von, Lau S, Diekmann R, Hein A. Posture and Mechanical Load Assessment During Patient Transfers. *SN Comput Sci*. 2022 Jul 15;3(5):375.
4. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Eur J Radiol*. 2013 Jan 1;82(1):118–26.
5. Biase GD, Abode-Iyamah K. Biomechanics of the Spine. In: Akter F, Engert F, Berger MS, Emptage N, editors. *Neuroscience for Neurosurgeons*. Cambridge: Cambridge University Press; 2024.
6. Oxland TR. Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech*. 2016 Apr 11;49(6):817–32.
7. Lecca LI, Fabbri D, Portoghese I, Pilia I, Meloni F, Marcias G, et al. Manual handling of patients: role of kinesiophobia and catastrophizing in health workers with chronic low back pain. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2020 Jun;56(3):307–12.
8. Coman RL, Caponecchia C, McIntosh AS. Manual Handling in Aged Care: Impact of Environment-related Interventions on Mobility. *Saf Health Work*. 2018 Dec;9(4):372–80.
9. Larson RE, Ridge ST, Bruening D, Johnson AW, Mitchell UH. Healthcare worker choice and low back force between self-chosen and highest bed height when boosting a patient up in bed. *Ergonomics*. 2022 Oct 3;65(10):1373–9.
10. Bernardes JM, Monteiro-Pereira PE, Gómez-Salgado J, Ruiz-Frutos C, Dias A. Healthcare workers' knowledge for safe handling and moving of the patient. *Int J Occup Saf Ergon*. 2022 Oct 2;28(4):2105–11.
11. Le TTT, Jalayondeja W, Mekhora K, Bhuuanantanondh P, Jalayondeja C. Prevalence and risk factors of work-related musculoskeletal disorders among physical therapists in Ho Chi Minh City, Vietnam. *BMC Public Health*. 2024 Jan 2;24(1):6.
12. Thuy NV, Soisuda Kesornthong A, Nontiya Homkham CA. Work-related musculoskeletal disorders among healthcare workers in a General Provincial Hospital in Vietnam. *Thammasat University*. 2019.
13. Johnson K, Swinton P, Pavlova A, Cooper K. Manual patient handling in the healthcare setting: a scoping review. *Physiotherapy*. 2023 Sep 1;120:60–77.
14. Kluwak K, Klempous R, Chaczko Z, Rozenblit JW, Kulbacki M. People Lifting Patterns—A Reference Dataset for Practitioners. *Sensors*. 2021 Apr 30;21(9):3142.
15. Ezzatvar Y, Calatayud J, Andersen LL, Vieira ER, López-Bueno R, Casaña J. Muscular Fitness and Work Ability among Physical Therapists. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Feb 10;18(4):1722.

16. Alperovitch-Najenson D, Treger I, Kalichman L. Physical Therapists Versus Nurses in a Rehabilitation Hospital: Comparing Prevalence of Work-Related Musculoskeletal Complaints and Working Conditions. *Arch Environ Occup Health*. 2014 Jan 1;69(1):33–9.
17. Iqbal Z, Alghadir A. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among physical therapists. *Med Pr Work Health Saf*. 2015 Sep 14;66(4):459–69.
18. Bogduk N. Functional anatomy of the spine. *Handb Clin Neurol*. 2016;136:675–88.
19. Frost BA, Camarero-Espinosa S, Foster EJ. Materials for the Spine: Anatomy, Problems, and Solutions. *Materials*. 2019 Jan;12(2):253.
20. Kandahari AM, Puvanesarajah V, Shen FH, Raso J, Hassanzadeh H. 1 - Anatomy of the spine. In: Samartzis D, Karppinen JI, Williams FMK, editors. *Spine Phenotypes*. Academic Press; 2022: 1-34.
21. Wardak Z, Lavelle ED, Lavelle WF. 5 - Functional Anatomy of the Spine. In: Steinmetz MP, Benzel EC, editors. *Benzel's Spine Surgery, 2-Volume Set (Fourth Edition)*. Philadelphia: Elsevier; 2017: 43-50.
22. Sassack B, Carrier JD. Anatomy, Back, Lumbar Spine. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan.
23. Widmer J, Cornaz F, Scheibler G, Spirig JM, Snedeker JG, Farshad M. Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine—novel biomechanical insights. *Spine J*. 2020 Oct 1;20(10):1705–16.
24. Desmoulin GT, Pradhan V, Milner TE. Mechanical Aspects of Intervertebral Disc Injury and Implications on Biomechanics. *Spine*. 2020 Apr 15;45(8):E457.
25. Saad A, et al. Posture detection on active and inactive vertebrae of spine biomechanics in critical daily activities. *Journal of Mechanical Engineering*. 2017; Vol SI 4(2): 49-74.
26. Mawston GA, et al. Lumbar posture biomechanics and its influence on the functional anatomy of the erector spinae and multifidus. *Physical Therapy Reviews*. 2015; Vol 20: No. 3.
27. Wilke HJ, Volkheimer D. Chapter 4 - Basic Biomechanics of the Lumbar Spine. In: Galbusera F, Wilke HJ, editors. *Biomechanics of the Spine*. Academic Press; 2018: 51–67.
28. Cho M, Han JS, Kang S, Ahn CH, Kim DH, Kim CH, et al. Biomechanical Effects of Different Sitting Postures and Physiologic Movements on the Lumbar Spine: A Finite Element Study. *Bioengineering*. 2023 Sep;10(9):1051.
29. Been E, Bailey JF. The Association Between Spinal Posture and Spinal Biomechanics in Modern Humans: Implications for Extinct Hominins. In: Been E, Gómez-Olivencia A, Ann Kramer P, editors. *Spinal Evolution: Morphology, Function, and Pathology of the Spine in Hominoid Evolution*. Cham: Springer International Publishing; 2019: 283–99.
30. Castillo ER, Lieberman DE. Shock attenuation in the human lumbar spine during walking and running. *J Exp Biol*. 2018 May 1;221(9):jeb177949.
31. Ramirez VJ, Bazrgari B, Gao F, Samaan M. Low Back Biomechanics during Repetitive Deadlifts: A Narrative Review. *IISE Trans Occup Ergon Hum Factors*. 2022;10(1):34–46.

32. Schäfer R, Trompeter K, Fett D, Heinrich K, Funken J, Willwacher S, et al. The mechanical loading of the spine in physical activities. *Eur Spine J.* 2023 Sep 1;32(9):2991–3001.
33. Owlia M, Kamachi M, Dutta T. Reducing lumbar spine flexion using real-time biofeedback during patient handling tasks. *WORK.* 2020 Jan 1;66(1):41–51.
34. Heidari E, Arjmand N, Kahrizi S. Comparisons of lumbar spine loads and kinematics in healthy and non-specific low back pain individuals during unstable lifting activities. *J Biomech.* 2022 Nov 1;144:111344.
35. Senvaitis K, Daunoravičienė K, Adomavičienė A. Biomechanical Assessment of Critical Factors during Patient Lifting: Shoulder Girdle and Cumulative Moment Ergonomic Evaluation. *Acta Mech Autom.* 2024 Jun 26;18(2):323–32.
36. Adje M, Odebiyi DO, Okafor UA, Kalu ME. Ergonomic principles in patient handling: Knowledge and practice of physiotherapists in Nigeria. *Work Read Mass.* 2019;64(4):825–32.
37. Senvaitis K, Adomavičienė A, Tomaševič A, Kernagytė R, Petrauskaitė A, Daunoravičienė K. Ergonomic Assessment of Key Biomechanical Factors in Patient Lifting: Results from a Cross-Sectional Study. *Appl Sci.* 2024 Jan;14(17):8076.
38. E-fact 28 - Patient handling techniques to prevent MSDs in health care. Safety and health at work EU-OSHA. 2008: 1-11.
39. Lee SJ, Kang KJ, Lee JH. Safe patient handling legislation and changes in programs, practices, perceptions, and experience of musculoskeletal disorders by hospital characteristics: A repeated cross-sectional survey study. *Int J Nurs Stud.* 2021 Jan 1;113:103791.
40. Abdul Halim NSS, Mohd Ripin Z, Yusuf A, Ridzwan MIZ. Efficacy of lifting devices for wheelchair transfers: a systematic review and meta-analysis. *Ergonomics.* 0(0):1–12.
41. Kugler HL, Taylor NF, Brusco NK. Patient handling training interventions and musculoskeletal injuries in healthcare workers: Systematic review and meta-analysis. *Heliyon.* 2024 Jan 26;10(3):e24937.
42. Nagavarapu S, Lavender SA, Marras WS. Spine loading during the application and removal of lifting slings: the effects of patient weight, bed height and work method. *Ergonomics.* 2017 May 4;60(5):636–48.
43. Fray M, Davis KG. Effectiveness of Safe Patient Handling Equipment and Techniques: A Review of Biomechanical Studies. *Hum Factors.* 2024 Oct;66(10):2283–322.
44. Brinkmann A, Fifelski C, Lau S, Kowalski C, Meyer O, Diekmann R, et al. Quantification of Lower Limb and Spine Muscle Activity in Manual Patient Handling - A Case Study. *Stud Health Technol Inform.* 2020 Jun 26;272:249–52.
45. Callihan M, Somers B, Dinesh D, Aldred L, Clamp K, Treglown A, et al. Proof of Concept Testing of Safe Patient Handling Intervention Using Wearable Sensor Technology. *Sensors.* 2023 Jun 20;23(12):5769.
46. Riccoboni JB, Monnet T, Eon A, Lacouture P, Gazeau JP, Campone M. Biomechanical comparison between manual and motorless device assisted patient handling: sitting to and from standing position. *Appl Ergon.* 2021 Jan;90:103284.

47. Milhem M, Kalichman L, Ezra D, Alperovitch-Najenson D. Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists: A comprehensive narrative review. *Int J Occup Med Environ Health*. 2016;29(5):735–47.
48. Zakerian SA, Afzalinejad M, Mahmodi M, Sheibani N. Determining the Efficiency of Ergonomic Belt During Patient Handling and its Effect on Reducing Musculoskeletal Disorders in Nurses. *SAGE Open Nurs*. 2021 Dec 1;7:23779608211057939.
49. da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med*. 2010;53(3):285–323.
50. Kgakge K, Chelule PK, Kahere M, Ginindza TG. Investigating the Risk of Patient Manual Handling Using the Movement and Assistance of Hospital Patients Method among Hospital Nurses in Botswana. *Int J Environ Res Public Health*. 2024 Mar 26;21(4):399.
51. Karanikas N, Jani BD. Frequency of examination and perceived contribution of factors relating to work-related musculoskeletal disorders of physiotherapists. *Int J Occup Saf Ergon JOSE*. 2022 Jun;28(2):1112–29.
52. Wael AA, Glezzeelyne PP. Impacts of Manual Handling Training and Lifting Devices on Risks of Back Pain among Nurses: An Integrative Literature Review. *NMJN*. 2019; 9(2): 210-230.
53. Nolan D, O’Sullivan K, Stephenson J, O’Sullivan P, Lucock M. What do physiotherapists and manual handling advisors consider the safest lifting posture, and do back beliefs influence their choice? *Musculoskelet Sci Pract*. 2018 Feb 1;33:35–40.
54. Mbada CE, et al. Assessment of knowledge, attitude and perception of Nigerian physiotherapists on manual handling techniques. *J Environ Occup Sci*. 2015; Vol 4 (4).
55. Alnaser MZ, Aljadi SH. Physical therapists with work-related musculoskeletal disorders in the State of Kuwait: A comparison across countries and health care professions. *Work Read Mass*. 2019;63(2):261–8.
56. Gorce P, Jacquier-Bret J. A systematic review of work related musculoskeletal disorders among physical therapists and physiotherapists. *J Bodyw Mov Ther*. 2024 Apr 1;38:350–67.
57. Peña-Curbelo V, Meneses-Monroy A, Mayor-Silva LI, Martín-Casas P, Álvarez-Melcón AC. Work-Related Musculoskeletal Disorders in Physical Therapists: A Cross-Sectional Study. *J Clin Med*. 2024 Dec 5;13(23):7425.
58. Kgokong D, Parker R. Physical activity in physiotherapy students: Levels of physical activity and perceived benefits and barriers to exercise. *South Afr J Physiother*. 2020 Apr 29;76(1):1399.
59. Tanveer E, et al. Evaluation of Current Lifestyle Habits of Physical Therapists. *IJSER*. 2017 Aug; Vol. 8 (8).
60. Ezzatvar Y, Calatayud J, Andersen LL, Escriche-Escuder A, Aguilar M, Casaña J. The Importance of Lifestyle Factors for Work Ability among Physical Therapists: A Cross-Sectional Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Jun 22;18(13):6714.
61. Al-Khlaifat L, et al. Health and skill-related physical fitness of physiotherapy students: An observational study. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2024; Vol 19 (2): 461-472.

62. Fan LJ, Liu S, Jin T, Gan JG, Wang FY, Wang HT, et al. Ergonomic risk factors and work-related musculoskeletal disorders in clinical physiotherapy. *Front Public Health*. 2022;10:1083609.
63. Leonori M, et al. The Bridge between Xsens Motion-Capture and Robot Operating System (ROS): Enabling Robots with Online 3D Human Motion Tracking. 2023.
64. Nail-Ulloa I, Zabala M, Sesek R, Chen H, Schall MC, Gallagher S. Estimating Compressive and Shear Forces at L5-S1: Exploring the Effects of Load Weight, Asymmetry, and Height Using Optical and Inertial Motion Capture Systems. *Sensors*. 2024 Jan;24(6):1941.
65. Marras WS, Walter BA, Purmessur D, Mageswaran P, Wiet MG. The Contribution of Biomechanical-Biological Interactions of the Spine to Low Back Pain. *Hum Factors*. 2016 Nov 1;58(7):965–75.
66. Gholami Z, et al. Pain neuroscience education, blended exercises and booster sessions as an effective therapy for pain, functional and psychological factors in patients with knee osteoarthritis: a study protocol for a single-blind randomised controlled trial with 2 2 factorial design during 6-month follow-up. *BMJ*. 2023;13:e070336.
67. Brennan L, et al. Development of a protocol to measure hamstring and quadriceps strength using a Lafayette Manual Muscle Tester. *Physiotherapy*. 2016 Nov; 102(1).
68. Human Evaluation by Lafayette Instrument Company:
<https://lafayetteevaluation.com/downloads/manuals/>
69. Esfahani NH, et al. The number of repetitions of the McGill tests to reliably determine core muscle endurance in subjects with and without chronic nonspecific low back pain: A cross sectional study. *Medical Science*. 2019; 23(98): 452-461
70. Fallahasady E, Rahmanloo N, Seidi F, Rajabi R, Bayattork M. The relationship between core muscle endurance and functional movement screen scores in females with lumbar hyperlordosis: a cross-sectional study. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2022 Oct 13;14(1):182.
71. Abdelraouf OR, Abdel-aziem AA. The relationship between core endurance and back dysfunction in collegiate male athletes with and without non-specific low back pain. *Int J Sports Phys Ther*. 2016 Jun;11(3):337–44.
72. Adams A, Donaldson A, Hildebrandt K, Miller P. The Effect of Visual Feedback on Lumbar Spinal Mobility in Subjects with Low Back Pain. *Clin Sci Stud Capstone Proj*. 2021 Jan 1.
73. Sadeghi R, Mosallanezhad Z, Nodehi-Moghadam A, Nourbakhsh MR, Biglarian A, Ezati K. The Reliability of Bubble Inclinometer and Tape Measure in Determining Lumbar Spine Range of Motion in Healthy Individuals and Patients. *Physical Treatments*. 2015 Oct 10;5(3):137–44.
74. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Aug 1;80(8):941–4.
75. Adnan A, et al. Normative values for cervical and lumbar range of motion in healthy young adults. *Journal of Turkish Spinal Surgery*. 2023 Jul; 34(3):113-117.
76. Biomechanical stresses on healthcare workers during manual patient bed-to-chair transfers. *Int J Ind Ergon*. 2024 May 1;101:103584.

77. Senvaitis K. Biomechaninis paciento perkėlimo judesio modeliavimas ir ergonominės rizikos vertinimas. Daktaro disertacija. Technologijos mokslai, mechanikos inžinerija (T 009). Vilnius. 2025.

9. PRIEDAI

1 priedas. VIEŠINIMAS IR SKLAIDA

**applied
sciences**



Article

Ergonomic Assessment of Key Biomechanical Factors in Patient Lifting: Results from a Cross-Sectional Study

Karolis Senvaitis ^{1,*}, Aušra Adomavičienė ², Alina Tomaševič ², Radvilė Kernagytė ², Ada Petrauskaitė ² and Kristina Daunoravičienė ¹

¹ Department of Biomechanical Engineering, Vilnius Gediminas Technical University, LT-10223 Vilnius, Lithuania
² Department of Rehabilitation, Physical and Sports Medicine, Vilnius University, LT-01131 Vilnius, Lithuania; radvile.kernagyte@mf.stud.vu.lt (R.K.)
* Correspondence: karolis.senvaitis@vilniustech.lt

**applied sciences**



an Open Access Journal by MDPI

CERTIFICATE OF PUBLICATION

The certificate of publication for the article titled:
Ergonomic Assessment of Key Biomechanical Factors in Patient Lifting: Results from a Cross-Sectional Study

Authored by:
Karolis Senvaitis; Aušra Adomavičienė; Alina Tomaševič; Radvilė Kernagytė; Ada Petrauskaitė; Kristina Daunoravičienė

Published in:
Appl. Sci. 2024, Volume 14, Issue 17, 8076

**MDPI** Academic Open Access Publishing since 1996
Basel, September 2024


Dr. Shu-Kun Lin
Publisher & President

2 priedas. BIOETIKOS LEIDIMAS

Tyrimas buvo atliekamas Vilniaus regioniniam biomedicininį tyrimų etikos komitetui suteikus leidimą vykdyti biomedicininį tyrimą tema „Traumų rizikos darbe vertinimo, pasitelkiant biomechaninius skaitinius modelius, metodikos kūrimas ir tyrimas“ (nr. 2023/3-1504-959)



Vilniaus universiteto
Medicinos fakulteto
Sveikatos mokslų instituto
Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra

PAŽYMĖJIMAS

Registracijos Nr. 150000-K-57

2024-05-23

Vilnius

Pažymima, kad

Alina Tomaševič

dalyvavo mokslinėje - praktinėje konferencijoje

“REABILITACIJOS AKTUALIJOS IR NAUJOVĖS”

ir skaitė pranešimą tema:

Fizinio krūvio metu stuburo biomechaninės apkrovos veikiančių faktorių analizė

Konferencija skirta: fizinės medicinos ir reabilitacijos gydytojams, sporto medicinos gydytojams, kineziterapeutams, ergoterapeutams, bendrosios praktikos slaugytojams, medicinos psichologams, masažuotojams

Prof. dr. Dalius Jatužis
Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto dekanas



Prof. dr. Natalja Istomina
Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto
Sveikatos mokslų instituto direktorė

Asist. dr. Tomas Aukštikalnis
Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Sveikatos mokslų instituto
Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedros vadovas

4 priedas. MCGILL LIEMENS RAUMENŲ STATINĖS IŠTVERMĖS TESTAS

Trunk flexor endurance test	
Time to completion: _____	
Trunk lateral endurance test	
Right side time to completion: _____	Left side time to completion: _____
Trunk extensor endurance test	
Time to completion: _____	
Ratio of Comparison	Criteria for Good Relationship Between Muscles
Flexion:extension	Ratio less than 1.0
Right-side bridge:left-side bridge	Scores should be no greater than 0.05 from a balanced score of 1.0
Side bridge (each side):extension	Ratio less than 0.75
Flexion:extension ratio: _____	Rating: ☐ Good ☐ Poor
Right-side bridge:left-side bridge ratio: _____	Rating: ☐ Good ☐ Poor
Side-bridge (each side):extension ratio: _____	Rating: ☐ Good ☐ Poor

5 priedas. APATINIŲ GALŪNIŲ JĖGOS VERTINIMAS

Raumenų jėga, kg			
Keturgalvis šlaunies raumuo		Didysis sėdmens raumuo	
Kairė pusė	Dešinė pusė	Kairė pusė	Dešinė pusė

6 priedas. JUOSMENINĖS STUBURO DALIES MOBILUMO VERTINIMAS

Mobilumas, °	
Lenkimas	Tiesimas

7 priedas. BENDROS TIRIAMŲJŲ CHARAKTERISTIKOS

Tiriamasis	Specialybė	Lytis	Amžius	Ūgis, cm	Svoris, kg	KMI	Patirtis darbo srityje, metais

8 priedas. ASMENS KVIETIMO IR SUTIKIMO DALYVAUTI TYRIME FORMA

Kvietimas dalyvauti tyrime

Kviečiame dalyvauti vykdomame tyrime „Kineziterapeutų juosmeninės stuburo dalies biomechaninių apkrovų analizė atliekant paciento perkėlimą“, kuriuo pagrindinis tikslas yra išaiškinti, ar egzistuoja sąsajos tarp kineziterapeutų fizinių, funkcinių būklių ir patiriamų biomechaninių apkrovų juosmeninėje stuburo dalyje paciento perkėlimo metu bei nustatyti traumų rizikas darbe.

Tyrimo metu bus naudojamas inercinis jutiklių kostiumas, kuris matuos Jūsų atliekamą judesį, taip pat bus naudojami fizinių ir funkcinių būklių vertinimo testai, tam kad įvertinti Jūsų fizinį pasirengimą. Už duomenų surinkimą yra atsakinga II reabilitacijos magistro kurso studentė Alina Tomaševič.

Dalyvavimas tyrime yra savanoriškas. Visi tyrimo rezultatai bus skelbiami laikantys konfidencialumo ir anonimiškumo principais. Jūsų pateikta informacija (vardas, pavardė) bus užkoduota numeriu, pagal kurį bus identifikuojami Jūsų duomenis.

Užpildydamas šią anketą sutinku dalyvauti tyrime ir pateikti savo nuasmenintus duomenis.

Vardas, pavardė ir parašas:
