



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Inovatyvus šlaunies protezo priėmiklis

Baigiamasis magistro projektas

Donatas Daublys

Projekto autorius

Dr. Aurelijus Domeika

Vadovas

Kaunas, 2022



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Inovatyvus šlaunies protezo priėmiklis

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Donatas Daublys

Projekto autorius

Dr. Aurelijus Domeika

Vadovas

Dr. Rytis Jurkonis

Recenzentas

Kaunas, 2022



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Donatas Daublys

Inovatyvus šlaunies protezo priėmiklis

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

1. baigiamąjį projektą parengiau savarankiškai ir sąžiningai, nepažeisdamas kitų asmenų autoriaus ar kitų teisių, laikydamasis Lietuvos Respublikos autorių teisių ir gretutinių teisių įstatymo nuostatų, Kauno technologijos universiteto (toliau – Universitetas) intelektinės nuosavybės valdymo ir perdavimo nuostatų bei Universiteto akademinės etikos kodekse nustatytų etikos reikalavimų;
2. baigiamajame projekte visi pateikti duomenys ir tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti teisėtai, nei viena šio projekto dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar elektroninių šaltinių, visos baigiamojo projekto tekste pateiktos citatos ir nuorodos yra nurodytos literatūros sąrašė;
3. įstatymų nenumatytų piniginių sumų už baigiamąjį projektą ar jo dalis niekam nesu mokėjęs.
4. suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo ar kitų asmenų teisių pažeidimo faktui, man bus taikomos akademinės nuobaudos pagal Universitete galiojančią tvarką ir būsiu pašalintas iš Universiteto, o baigiamasis projektas gali būti pateiktas Akademinės etikos ir procedūrų kontrolieriaus tarnybai nagrinėjant galimą akademinės etikos pažeidimą.

Donatas Daublys

Patvirtinta elektroniniu būdu

Daublys, Donatas. Inovatyvus šlaunies protezo priėmiklis. Magistro baigiamasis projektas / vadovas dr. Aurelijus Domeika; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Bioinžinerija, inžinerijos mokslai.

Reikšminiai žodžiai: protezo priėmiklis, medžiagų charakteristikos, jutikliai, biomechanika.

Kaunas, 2022. 62 p.

Santrauka

Apatinių galūnių protezai gali pakeisti trūkstamas apatines kūno dalis ir pagerinti pacientų gyvenimo kokybę. Norint sukurti funkcionalius ir patogius protezus, didelį dėmesį reikia skirti protezo priėmiklio konstrukcijai. 3D spausdinimo technika gali būti naudojama gaminant protezų priėmiklius iš perdirbtų poliamido (PA12) medžiagos miltelių, tačiau šios medžiagos mechaninės charakteristikos nėra detalios ištytos ir reikalauja papildomų tyrimų. Protezavimo srityje viena iš svarbiausių kliūčių vis dar yra žmogaus ir elektronikos sąsaja protezo priėmiklyje, kuri leistų stebėti vartotojo komforto lygį. Siekiant išvengti papildomų traumų protezo dėvėjimo metu, reikalingas ne tik individualus protezo pritaikymas, bet ir žmogaus, dėvinčio protezą, pilnas eisenos ištyrimas.

Darbo tikslas – ištyti 3D spausdinimo medžiagas, naudojamas protezų gamybai, parinkti jutiklius, vertinančius protezų naudojimo sąlygas, ir įvertinti skirtingų protezų įtaką eisenai.

Išsikelti uždaviniai:

1. ištyti 3D spausdinimo medžiagų, naudojamų šlaunies protezo gamybai, mechanines charakteristikas, siekiant priėmiklių gamybos efektyvumo;
2. parinkti ir integruoti jutiklius, vertinančius protezo naudojimo sąlygas;
3. ištyti skirtingų protezų prisitaikymo kokybę, atsižvelgiant į eisenos kinematinis parametrus, siekiant pagerinti protezų pritaikomumą.

Medžiagų savybėms ištyti buvo pasirinkti protezo priėmiklio bandiniai, spausdinti naudojant SSL technologiją iš PA2200 medžiagos 100 % naujų miltelių ir iš 100 % dvigubai panaudotų miltelių, siekiant ištyti, ar yra reikšmingas skirtumas tarp bandinių. Naudojami ISO 178 ir ISO 527 standartai, atitinkamai lenkimo ir tempimo bandymams.

Eisenos parametrų išmatavimui ir įvertinimui naudojama judesio analizės sistema „Qualisys“ ir 12 didelio greičio skaitmeninių 3D kamerų „Oqus 7“. Surinkti duomenys apdorojami naudojant specialią programinę įrangą „Qualisys Track Manager“ (QTM), su kuria matavimų rezultatų pagrindu apskaičiuojami sąnarių kampų kitimai, kūno segmentų judėjimo dėsniai ir pan.

Medžiagų mechaninių charakteristikų tyrimo rezultatai atskleidžia, kad medžiagų vidurkių skirtumas tarp medžiagos pagamintos iš naujų ir iš antrą kartą naudotų miltelių nėra pakankamai didelis, kad būtų statistiškai reikšmingas ($p > \alpha$). Vertinant protezo poveikį tiriamojo eisenai, matoma, kad dubens pakreipimas sumažėja ir priartėja prie norminių ribų, naudojant mikroprocesoriumi valdomą protezą. Dubens svyravimo į šonus grafikas rodo, kad mikroprocesoriumi valdomo protezo ilgis atitinka sveikos kojos ilgį, tai labai svarbu, siekiant išlaikyti taisyklingą eiseną. Matoma, kad kojų judesių ribotumas lemia didesnės amplitudės dubens ir klubo sąnarių judesius.

Daublys, Donatas. Innovative Thigh Prosthesis Socket. Master's Final Degree Project / supervisor dr. Aurelijus Domeika; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Bioengineering, Engineering Sciences.

Keywords: prosthesis socket, material Characteristics, sensors, biomechanics.

Kaunas, 2022. 62 p.

Summary

Lower limb prostheses can replace missing parts of the body and improve a patient's quality of life. Prosthetic sockets must be carefully designed in order to achieve functional and comfortable prostheses. The 3D printing technique can be used to make prosthesis sockets from recycled polyamide (PA2200) powder, but these mechanical properties have not been studied in detail and require further investigation. Furthermore, one of the most important obstacles in the field of prosthetics is still the human-electronic interface in the prosthesis socket, which would allow monitoring the level of user comfort. For the prosthesis to prevent additional injuries, a complete gait analysis is required.

The aim of the work – investigate the 3D printing materials used in the production of prostheses, to integrate sensors that evaluate the conditions of use of the prosthesis, and to evaluate the influence of different prostheses on gait.

Objectives:

1. to investigate the mechanical characteristics of 3D printing materials used in the production of thigh prosthesis in order to achieve the efficiency of the production of prosthesis socket;
2. to select and integrate sensors that evaluate the conditions of use of the prosthesis;
3. to investigate the quality of adaptation of different prostheses according to gait kinematic parameters in order to improve the adaptability of prostheses.

To investigate the properties of the materials, specimens of prosthesis socket printed using SSL technology from 100 % new PA2200 material powder and 100 % double used powder were selected to examine whether there was a significant difference between the samples. ISO 178 and ISO 527 are used for bending and tensile tests, respectively.

“Qualisys” motion analysis system and “Oqus 7” high-speed digital 3D cameras are used to measure and evaluate gait parameters. The collected data is processed using Qualisys Track Manager (QTM) software, which is used to calculate changes in joint angles, laws of movement of body segments, etc.

The results of the study reveal that the difference between the material made from new and re-used powders is not statistically significant ($p > \alpha$). From patient's gait it can be seen that the tilt of the pelvis decreases and approaches the normal limits when using a microprocessor-controlled prosthesis. Looking at the lateral curve of the pelvis, it can be seen that the length of the microprocessor-controlled prosthesis corresponds to the length of a healthy leg. As a result of the limited movement of the legs, the pelvis and hip joints move with greater amplitude.

Turinys

Lentelių sąrašas	7
Paveikslų sąrašas	8
Įvadas.....	10
1. Literatūros apžvalga	11
1.1. Amputacijų priežastys ir kojų protezai.....	11
1.2. Esamų technologijų apžvalga	14
1.2.1. 3D spausdinimo medžiagos naudojamos šlaunies protezo priėmiklio gamybai	14
1.2.2. Žmogaus likutinės galūnės ir priėmiklio sąsajos parametrų stebėjimas.....	16
1.2.3. Protezo priėmiklio slėgio / temperatūros stebėjimo prietaisas	19
1.2.4. Protezo priėmiklio sistema su vartotojo grįžtamojo ryšio sąsaja	20
1.2.5. Protezo priėmiklis su jutikliais vartotojo pažangai stebėti	20
1.2.6. Biomechaniniai eisenos vertinimo kriterijai.....	21
1.3. Skyriaus apibendrinimas ir projekto naujumas	24
2. Priėmiklio tyrimų metodai ir jutiklių integravimas.....	25
2.1. Protezo priėmiklio medžiagų mechaninių charakteristikų tyrimų metodika.....	25
2.2. Jutiklių realizacija protezo priėmiklyje	27
2.3. Eisenos tyrimų metodika	32
3. Rezultatai.....	38
3.1. Protezo priėmiklio medžiagų mechaninės charakteristikos	38
3.2. Eisenos biomechaninių tyrimų rezultatai	40
3.2.1. Paciento su mikroprocesoriniu šlaunies protezu eisenos tyrimas.....	41
3.2.2. Paciento su mechaniniu (1) šlaunies protezu eisenos tyrimas.....	45
3.2.3. Paciento su mechaniniu (2) šlaunies protezu eisenos tyrimas.....	50
Išvados	56
Mokslinės publikacijos darbo tema	57
Literatūros sąrašas	58

Lentelių sąrašas

1 lentelė. Lenkimo tyrimo bandinių parametrai	26
2 lentelė. Tempimo tyrimo bandinių parametrai	27
3 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš 100 % naujų miltelių, lenkimo rezultatai	38
4 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš antrą kartą panaudotų miltelių, lenkimo rezultatai	39
5 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš 100 % naujų miltelių, tempimo rezultatai	40
6 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš antrą kartą panaudotų miltelių, tempimo rezultatai	40
7 lentelė. Eisenos parametrai (mikroprocesoriumi valdomas šlaunies protezas).....	44
8 lentelė. Eisenos parametrai (mechaninis (1) šlaunies protezas).....	49
9 lentelė. Eisenos parametrai (mechaninis (2) šlaunies protezas).....	53

Paveikslų sąrašas

1 pav. Kojos protezų tipai: laikinas protezas (a), nuolatinis protezas (b), protezas su kosmetine apdaila (c) [5].....	12
2 pav. Kojos protezo sudedamosios dalys [5].....	12
3 pav. Miltelių sudėtis, a) nauji PA2200 milteliai, b) 2 kartus naudoti PA2200 milteliai [13]	15
4 pav. Galimi jutiklių integravimo metodai, skirti slėgio matavimams priėmikliuose (stūmoklio tipo jutiklis, besiliečiantis su oda (a) arba su įdėklu (b), lankstus jutiklis įdėtas į įdėklą, besiliečiantį su oda (c) arba įdėtas į priėmiklio sienelę, besiliečiančią su įdėklu (d), F tipo jutiklis (e)) [26].....	17
5 pav. Protezas su stebėjimo prietaisu ir įvairiais jutikliais [34].....	19
6 pav. Išmanios protezavimo sistemos vaizdas [35]	20
7 pav. Protezo priėmiklio laineris [36].....	21
8 pav. Kūno masės centro nukrypimas priklausomai nuo galūnės amputacijos [48]	22
9 pav. Eisenos ciklas [49].....	23
10 pav. ISO 178 standartas lenkimo bandymui atlikti	25
11 pav. ISO 178 standarte naudojamas trijų taškų lenkimo įrenginys [54]	26
12 pav. Bandinio brėžinys pagal ISO 527 standartą, tempimo tyrimui atlikti.....	26
13 pav. Jutiklių sistemos struktūrinė schema	27
14 pav. Protezo priėmiklis pagamintas iš antrą kartą naudotų PA2200 miltelių su jutiklių sistema	28
15 pav. Telefono programėlės prototipas naudotojo sąsajai	29
16 pav. Raumenų aktyvumo matavimo ir vartotojo išpėjimo apie raumenų nuovargį struktūrinė schema	30
17 pav. IFTTT sukurta programa, kuri seka internetinę EMG duomenų bazę, ir gauta SMS žinutė apie rekomendaciją pailsėti	30
18 pav. EMG elektrodo uždėjimo vieta ant tempiamojo šlaunies raumens.....	31
19 pav. Elektromiografijos (EMG) signalo apdorojimo schema	31
20 pav. Filtruotas tempiamojo šlaunies raumens elektromiografijos signalas (kairėje) ir 5 sekundžių trukmės išskirtas signalas (dešinėje).....	32
21 pav. „AMTI“ jėgos plokštė [58]	33
22 pav. Laboratorijos kamerų ir jėgos plokščių išdėstymo dizainas.....	34
23 pav. Žymeklių pozicijos, viršutinė kūno dalis [59].....	34
24 pav. Žymeklių pozicijos, apatinė kūno dalis [59]	35
25 pav. Tiriamojo skeleto modeliai.....	35
26 pav. Tiriamasis su pritvirtintais ant kūno žymekliais	35
27 pav. Žmogaus kūno plokštumos [61]	36
28 pav. Bėgimo takelis su slėgo jutikliais [60]	36
29 pav. Tiriamasis ant bėgimo takelio	37
30 pav. PA2200 lenkimo bandymas x ašyje, naudojant 100 % naujus miltelius (kairėje) ir 100 % miltelius, naudotus antrą kartą (dešinėje)	38
31 pav. PA2200 tempimo bandymas y ašyje naudojant 100 % naujus miltelius (kairėje) ir 100 % miltelius naudotus antrą kartą (dešinėje)	39
32 pav. Pilnas žingsnis nuo 0 iki 100 % [61].....	41
33 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mikroprocesoriumi valdomu protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d).....	42

34 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mikroprocesoriumi valdomu protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b).....	43
35 pav. Tiriamojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)	45
36 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (1) protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d)	46
37 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (1) protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b)	48
38 pav. Tiriamojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)	49
39 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (2) protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d)	50
40 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (2) protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b)	52
41 pav. Tiriamojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)	54
42 pav. Tiriamojo su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniškai valdomu (1), dubens kinematikos rezultatų palyginimas	54
43 pav. Tiriamojo su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniškai valdomu (1), pečių rotacijos rezultatų palyginimas	55

Ivadas

Ėjimas – viena iš pagrindinių žmogaus funkcijų, skirtų perkelti kūną iš vienos vietos į kitą, kuris dažniausiai naudojamas judesys kasdieniame gyvenime. Žmonėms su amputuota (-omis) apatine (-ėmis) galūne (-ėmis) ėjimo funkcija atstatoma naudojant kojų protezus. Pasaulio sveikatos organizacijos vertinimu, pasaulyje yra ~ 40 milijonų amputantų [1].

Šiuolaikiniai apatinių galūnių protezai gali pakeisti trūkstamas kūno dalis ir pagerinti pacientų gyvenimo kokybę. Galūnių protezai turi pagrindinį tikslą – sumažinti neigiamą tokių negalių poveikį, bandydami kiek įmanoma labiau atkurti normalią eisenos funkciją ir paciento autonomiją. Norint pasiekti funkcionalius ir patogius protezus, didelį dėmesį reikia skirti protezo priėmiklio konstrukcijai. Labai svarbu, kad inovatyvus protezas būtų parinktas individualiai, būtų funkcionalus, tinkamo dizaino ir atitiktų žmogaus, dėvinčio protezą, biomechaninius stovėjimo ir ėjimo parametrus. Pasak Pasaulinės sveikatos organizacijos, tinkamas protezo pritaikymas ir suderinimas turėtų būti pagrįsti patikimais biomechaniniais principais [2].

Šiuo metu, nepaisant naujausių protezavimo laimėjimų, pacientai vis dar atmeta savo protezus arba rodo gana žemą pasitenkinimą. Tai daugiausia lemia su priėmikliu susijusios problemos, tokios kaip: prastas patogumas bei pritaikomumas, kadangi laikui bėgant paciento eisenos modelis gali keistis. Be to, odos pažeidimai pasireiškia 63–82 % apatinių galūnių amputantų, todėl protezų atsisakymo dažnis yra maždaug 25–57 % [3].

Baigiamojo darbo tikslas – ištirti 3D spausdinimo medžiagas, naudojamas protezų gamybai, parinkti jutiklius, vertinančius protezų naudojimo sąlygas, ir įvertinti skirtingų protezų įtaką Eisenai.

Uždaviniai:

1. ištirti 3D spausdinimo medžiagų, naudojamų šlaunies protezo gamybai, mechanines charakteristikas, siekiant priėmiklių gamybos efektyvumo;
2. parinkti ir integruoti jutiklius, vertinančius protezo naudojimo sąlygas;
3. ištirti skirtingų protezų pritaikymo kokybę, atsižvelgiant į eisenos kinematinčius parametrus, siekiant pagerinti protezų pritaikomumą.

1. Literatūros apžvalga

Šiame skyriuje pateikiama literatūros apžvalga, susijusi su kojos protezų sudedamosiomis dalimis, medžiagomis, iš kurių gaminami protezų priėmikliai, parametrais, mažinančiais protezų komforto lygį, jų stebėjimo galimybėmis, naujomis protezų diskomforto lygio stebėjimo technologijomis ir eisenos analizės vertinimo kriterijais.

1.1. Amputacijų priežastys ir kojų protezai

Yra daug priežasčių, dėl kurių gali prireikti kojos protezo. Dažniausia amputacijos priežastis – dėl prastos kraujotakos, kuri atsiranda dėl arterijų pažeidimo ar susiaurėjimo. Be tinkamos kraujotakos organizmo ląstelės negali gauti deguonies ir maistinių medžiagų, kurių joms reikia iš kraujotakos. Dėl to paveiktas audinys pradeda mirti ir gali prasidėti infekcija.

Kitos amputacijos priežastys gali būti:

- sunkus sužalojimas (pavyzdžiui, dėl transporto priemonės avarijos ar rimto nudegimo);
- vėžinis navikas galūnės kauluose arba raumenyse;
- sunki infekcija, kuri nepagerėja vartojant antibiotikus ar kitokį gydymą;
- nervinio audinio sustorėjimas, vadinamas neuroma;
- nušalimas;

Apytiksliai 1,9 milijono žmonių JAV kenčia nuo galūnių netekimo, o kasmet įvyksta maždaug 185 000 amputacijų. Manoma, kad iki 2050 m. šis skaičius padvigubės, daugiausia dėl didėjančio diabeto paplitimo. Tarp tų, kurie netenka galūnių, pagrindinės priežastys yra kraujagyslių ligos (54 %), įskaitant diabetą ir periferinių arterijų ligas, trauma (45 %) ir vėžys (mažiau nei 2 %) [1].

Taigi, patyrus kojos amputaciją, normaliai funkcijai atkurti reikalingas kojos protezas, jie paprastai yra skirstomi į atskirus tipus, kurie išvardinti žemiau.

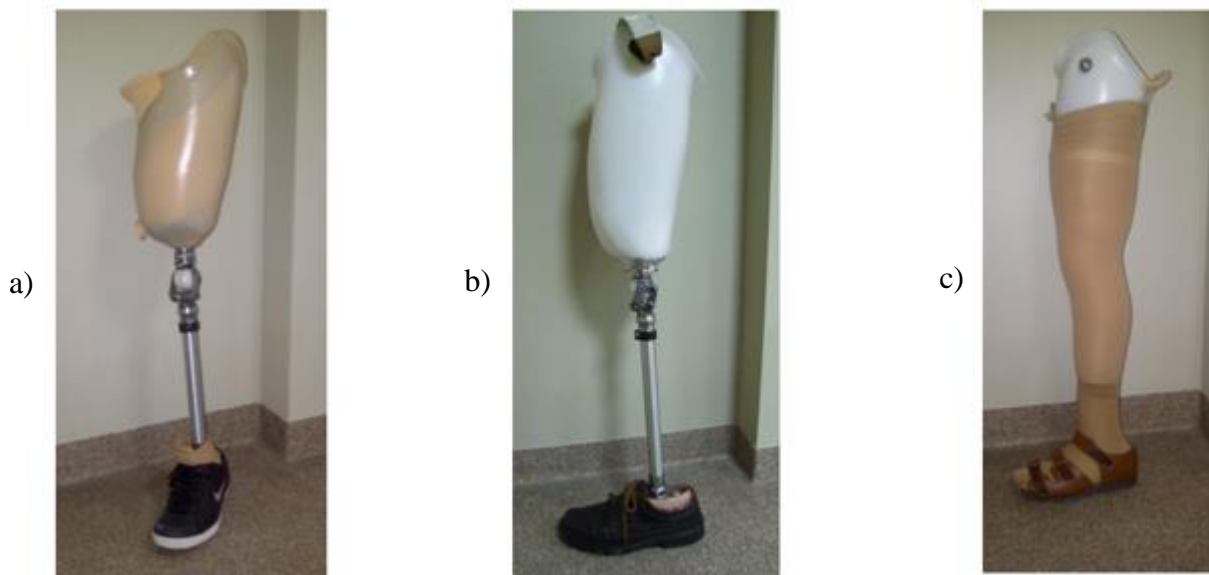
Laikinas protezas

Šio tipo protezas nešiojamas nuo 3 mėnesių iki 1 metų (žr. 1 pav. (a)). Šis protezas naudojamas tam, kad žmogus priprastų vaikščioti ir kad susiformuotų bigė likutinėje žmogaus galūnėje. Pirminis protezas pilnai suformuoja likutinę galūnę, pripratina kojos audinius prie papildomų spaudimo apkrovų [4].

Nuolatinis protezas

Šio tipo protezai gaminami praėjus ne mažiau kaip 5 mėnesiams po laikinojo protezo nešiojimo, kai susiformuoja bigė (žr. 1 pav. (b)). Bigės patinimą ir formavimąsi lemia amputacijos metu perrištos arterijos ir venos, kuriomis atiteka ir nuteka kraujas. Nuolatinis protezas nešiojamas trejus metus. Vėliau jį būtina pakeisti, nes susidėvi protezo priėmiklis [5].

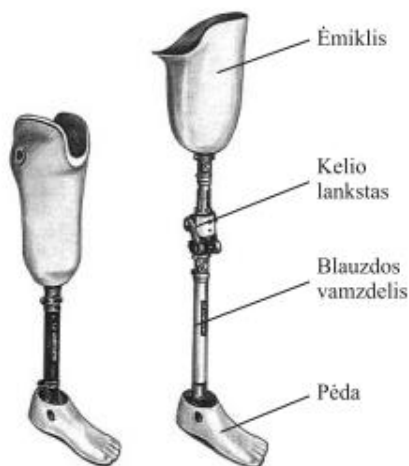
Po reabilitacijos protezas atiduodamas su kosmetine apdaila (žr. 1 pav. (c))



1 pav. Kojos protezų tipai: laikinas protezas (a), nuolatinis protezas (b), protezas su kosmetine apdaila (c) [5]

Pagrindiniai protezo komponentai yra šie (žr. 2 pav.):

- ėmiklis (priėmiklis);
- kelio lankstas;
- blauzdos vamzdelis;
- pėda.



2 pav. Kojos protezo sudedamosios dalys [5]

Ėmiklis (priėmiklis)

Priėmiklis yra įtaisas, esantis tarp liekamosios galūnės ir protezo. Jis yra labai specializuotas, kad atitiktų asmens komforto poreikius, atsižvelgiant į likusios galūnės struktūrą. Labai svarbu, kad jis puikiai tiktų ir būtų maksimaliai patogus. Kiekvienas priėmiklis yra suprojektuotas ir pagamintas taip, kad atitiktų likusios galūnės formą [4].

Priėmiklis turi atitikti šiuos reikalavimus:

- gerai išdėstyti likutinę galūnę;
- perduoti jėgas (statiškai ir dinamiškai);
- perduoti judesį;
- tvirtinti protezą.

Protezo ėmikliai skirstomi į dvi pagrindines rūšis:

- kieti;
- minkšti.

Kieti priėmikliai gali būti pagaminti iš plastmasių – poliamido, anglies pluošto. Jie pasižymi matmenų pastovumu. Kietus priėmiklius naudoja žmonės su neskausminga, gerai suformuota cilindrinės arba kūginės formos likutine galūne, kai atrofijos procesai jau pasibaigė.

Minkšti priėmikliai, odiniai (anksčiau) arba plastmasiniai (pvz., silikono), pasižymi matmenų ir formos nepastovumu nešiojant. Minkštus priėmiklius naudoja žmonės su skausmingomis bigėmis, keičiančiomis savo formą ir matmenis per dieną. Minkšto priėmiklio trūkumai: laikui bėgant deformuojasi, nehigieniškas, sugeria kvapus. Todėl kieti priėmikliai geresni. Jie gerai išlaiko savo formą, yra lengvi, higieniški [5].

Dažniausiai naudojami protezų tvirtinimo prie bigės būdai [5]:

- vakuuminis tvirtinimas. Priėmiklio sienelės apatinėje dalyje įstatomas vakuuminis vožtuvas. Priėmiklis užmaunamas ant bigės, kai būna atidarytas vakuuminis vožtuvas. Įmauta į priėmiklį liktinė galūnė išstumia orą pro atvirą vakuuminį vožtuvą. Paskui vakuuminis vožtuvas uždaromas ir ištraukti bigės iš priėmiklio neleidžia sudarytas vakuumas.
- tvirtinimas diržais prie juosmens;
- tvirtinimas naudojant silikoninį įdėklą (Otto Bock firmos sistema KISS (angl. *Keep It Simple Suspension*)).

Kelio lankstas

Yra įvairių kelio lankstų variantų, atsižvelgiant į pageidavimus. Dvi pagrindinės rūšys: monocentriniai ir policentriniai. Monocentriniais galimi judesiai tik vienos ašies atžvilgiu (sulenkiant ir ištiesiant dalyvauja vienas sukimosi centras, esantis ašies centre). Policentriniuose yra daugiau sukimosi centrų, kurie ne visada sutampa su ašių centrais.

Kelio lankstas imituoja biologinio kelio funkciją, užtikrindamas saugumą, simetriją ir sklandų judėjimą einant. Jis taip pat užtikrina pusiausvyrą stovint ir suteikia tam tikrą judesių diapazoną, leidžiantį sėdėti ar klūpėti. Jei dėl netinkamos konstrukcijos naudotojas vaikščiotų nenatūraliai, jis gali jausti nugaros ir klubų skausmus. Dėl šios priežasties svarbus paciento pilnas eisenos ištyrimas.

Kojos protezo pėda

Protezuota pėda turi imituoti biologinės pėdos funkciją, sudarydama saugią platformą ir leisdama asmeniui vaikščioti natūraliai, simetriškai. Pėda yra pagrindinis protezo komponentas, atsakingas už smūgio, kurį sukelia smūgis į žemę, sugėrimą. Aktyviems žmonėms parenkamos spyruokliuojančios pėdos iš anglies pluošto. Mažiau aktyviems naudojama pėda su vienaasia

čiurnos sąnario funkcija arba pėda su kulno amortizacija ir paminkštinta priekine dalimi, siekiant užtikrinti lengvesnį judėjimą [4].

Pėdų protezavimas turi garantuoti stabilumą, ypač ankstyvoje stovėsenos fazėje, kad būtų užtikrintas pakankamas kelio lenkimo momentas, o vėlyvosios stovėsenos fazės metu, kad būtų galima stumti priešingos galūnės judėjimą į priekį.

1.2. Esamų technologijų apžvalga

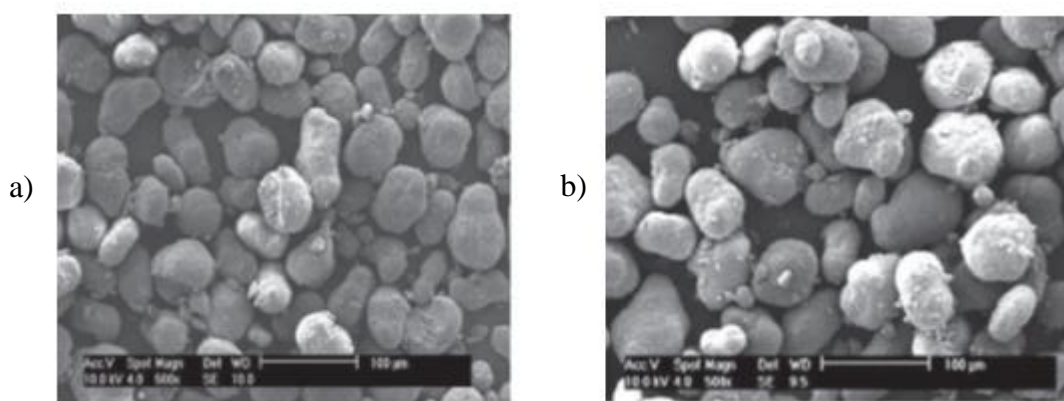
Šio poskyrio tikslas yra apžvelgti esamas protezų technologijas, 3D spausdinimo medžiagų technologijas bei efektyvumą, biomechaninių eisenos parametrų svarbiausius aspektus ir jautiklius, integruojamus į protezo priėmiklį paciento diskomforto lygiui stebėti.

1.2.1. 3D spausdinimo medžiagos naudojamos šlaunies protezo priėmiklio gamybai

Inovatyvūs įtvarai – individualizuoti įtvarai. Individualus protezo projektavimas ir pagaminimas yra ypač naudingas jį dėvinčiam asmeniui. Protezas turi būti patogus, funkcionalus ir išvaizdus, tad labai svarbu tinkamai parinkti medžiagas, iš kurių jis bus pagamintas, parinkti ir pritaikyti jo dizainą (t.y. gaminio formą, atsižvelgiant į mechaninius ir biomechaninius parametrus, gaminio išvaizdą, kvapą, garsą ir kt.), atsižvelgiant į žmogaus sveikatą, aktyvumo lygį, svorį ir kitus parametrus. Gaminiai pagal užsakymą gali būti gaminami iš įvairių medžiagų, įskaitant plastiką, metalus, odą, anglies pluoštą ir kompozicines medžiagas ar iš surenkamųjų komponentų, parenkamų atsižvelgiant į vartotojo poreikius. Tik per pastaruosius du dešimtmečius protezavimui ir ortopedijai buvo taikomas papildomas plonų medžiagų (dažniausiai termoplastikų) sluoksnių spausdinimo procesas [6]. Tai daug švaresnė technologija, nes nereikia naudoti gipso liejimo ar liejimo formų. Be to, tai mažiau traumuoja naudotojus, ypač vaikus, o įtvarų pagaminimas užima mažiau laiko [7].

Inovatyvūs įtvarai pagaminami greitai, naudojant naujausias gamybos technologijas ir parenkant tinkamas biologiškai suderinamas medžiagas. 3D technika gali būti naudojama gaminant pasirinktinius protezus ar jų sudėtines dalis [8]. Tokioje gamyboje pirmumas teikiamas tinkamų medžiagų parinkimui. Poliamidai ir jų cheminiai junginiai, kopolimerai dar dažnai literatūroje vadinami bendrinio pavadinimu nailonas. Jie galimi pluoštų, kristalinės ar amorfinės struktūros plastikų pavidalu. Poliamido 12 (PA12) pagrindu pagaminti milteliai yra labai plačiai naudojami selektyvaus sukietinimo lazeriu SSL (angl. *Selective Laser Sintering*) technologijoje. Ši adityvios gamybos technologija pasižymi savo lankstumu ir proceso stabilumu, todėl tinka naudoti įvairių funkcionalių gaminių gamyboje [9]. Poliamidas (PA) dėl savo savybių taip pat gali būti naudojamas įvairiose pramonės srityse ir medicinos pramonėje [10]. Gamintojo EOS pateikiamos poliamido PA2200 pagrindinės savybės: stiprumo riba tempiant 50 MPa, Jungo modulis 1700 MPa, pailgėjimas iki trūkimo 20 %, lenkimo modulis 1500 MPa, lydymosi temperatūra 176 °C. Kita vertus, vertinant medžiagų pagrindines mechanines savybes pateikiamas gamintojo, galime matyti, kad savybės priklauso ir nuo SSL proceso parametrų, ir spausdinimo sluoksnio dydžio, o taip pat ir spausdinimo greičio. Pavyzdžiui PA2200 medžiagos stiprumo riba tempiant svyruoja nuo 45 iki 52 MPa, keičiant minėtus parametrus [11]. Reikia paminėti, kad dėl SSL technologijos ir apskritai adityvių technologijų ypatumų dažnai susiduriama su anizotropinėmis spausdintų konstrukcijų savybėmis. Norint užtikrinti reikiamą gaminių mechaninių savybių derinį ir atkartojamumą reikia iširti, kaip keičiasi spausdintų konstrukcijų savybės priklausomai nuo spausdinimo parametrų.

Dar daugiau išsūkių kelia miltelių panaudojimo efektyvumas. Dėl SSL technologijos savybių kol kas išnaudojama tik 5-15 procentų miltelių esančių darbo zonoje [12]. Todėl didelė dalis, kartais iki 95 procentų nesukepintų miltelių, gali būti perdirbta arba panaudota antrą kartą. Tačiau darbo zonoje yra gana aukšta 170 °C temperatūra, dėl kurios įvyksta nesukepusių miltelių senėjimas ir mechaninių savybių pablogėjimas. Ši temperatūra, kuri yra šiek tiek žemesnė nei medžiagos lydymosi temperatūra (176°C), ir poveikio laikas gali turėti lemiamą įtaką konstrukcijos matmenų tikslumui ir mechaninėms savybėms. Įvairūs miltelių gamintojai rekomenduoja miltelių atnaujinimą maišant naudotus ir naujus miltelius įvairiomis proporcijomis. PA2200 milteliams rekomenduojamas maišymo santykis yra 50-50 %, tačiau tokių miltelių mechaninės savybės nėra pateikiamos. Juo labiau nėra informacijos, kaip keičiasi konstrukcijų mechaninės savybės naudojant skirtingas (60-40, 75-25 ir kitas) medžiagų maišymo proporcijas. D.T. Pahn su kolegomis [13] nustatė, kad dalelių dydžiui senėjimas neturi didelės įtakos, tyrimas atliktas naudojant skenuojantį elektroninį mikroskopą, o gautos nuotraukos tai patvirtina (žr. 3 pav.). Tačiau vertinant kitus parametrus, buvo nustatyti neatitikimai tarp naujų ir naudotų miltelių, nors aiškių tendencijų nebuvo pastebėta.



3 pav. Miltelių sudėtis, a) nauji PA2200 milteliai, b) 2 kartus naudoti PA2200 milteliai [13]

C. Stefana su bendraautoriais [12] ištyrė, kaip keičiasi spausdintų bandinių mechaninės savybės, naudojant skirtingus SSL įrenginius ir lazerio galingumą. Buvo nustatyta, kad naudojant DTM Sinterstation įrenginį PA2200 medžiagos spausdintų bandinių stiprumo riba tempiant yra 52,41 MPa. Tuo tarpu naudojant EOS Formiga P100 įrenginį, stiprumo riba tempiant buvo tik 45,39 MPa. Atitinkamai Jungo modulis sumažėjo nuo 1646,5 MPa iki 1388,9 MPa. Panašios tendencijos buvo pastebėtos ir lenkimo bandymų metu, kur stiprumo riba lenkiant sumažėjo nuo 74,48 MPa iki 54,8 MPa, o stiprumo riba gniuždant nuo 62,39 MPa iki 54,15 MPa. Galiausiai daroma išvada, kad pagrindinę įtaką rezultatams šiuo atveju darė skirtingas skenavimo greitis ir lazerio galia. Vertinant SSL technologijos panaudojimą armuotų anglies pluoštu kompozitų spausdinimui, buvo nustatyta, kad mechanines savybes galima pagerinti, tačiau neužtikrinamas konstrukcijos homogeniškumas [14, 15]. Porų kiekis, kuris siekia iki 15 % tūrio negali būti priimtinas norint spausdinti medicinoje naudojamus protezus ir kitus gaminius. Kita vertus, mokslininkų pasiūlytas būdas, kaip spausdinti porėtus PA2200 medžiagos struktūras, užtikrinant reikiamą standumą ir mechanines savybes, vertas dėmesio. In vitro tyrimai patvirtino, kad medžiaga gali būti naudojama medicinos pramonėje sudėtingos formos implantų ir protezų gamybai. Tačiau porėtų struktūrų matmenų tikslumas kelia daug diskusijų, kadangi buvo pasiektas tik IT16 tikslumo kvalitetas [15]. Todėl tokių konstrukcijų spausdinimas reikalauja detalesnio tyrimo ir matmenų kokybės užtikrinimo sistemos sukūrimo. Tuo

tarpu kitų mokslininkų tyrimas patvirtina, kad mechaninės savybės taip pat priklauso ir nuo bandinių pozicionavimo darbo zonoje [16, 17]. SSL technologijos pritaikymas medicininių gaminių gamybai yra gana plačiai ištirtas. Pavyzdžiui, A. Mueller su kolegomis pristatytame darbe SSL technologiją ir PA2200 medžiagą naudoja implanto gamybai [18]. Plačiausiai tyrimuose atskleidžiama gaminių pagamintų iš naujų miltelių savybės, tačiau antrą kartą naudotų medžiagų savybės ir jų įtaka spausdinto gaminio kokybei kol kas nėra detalai ištirta ir reikalauja papildomų tyrimų, ypač jeigu spausdinamas objektas bus naudojamas medicinos srityje.

1.2.2. Žmogaus likutinės galūnės ir priėmiklio sąsajos parametrų stebėjimas

Protezavimo srityje viena iš svarbiausių kliūčių vis dar yra žmogaus ir elektronikos sąsaja protezo priėmiklyje. Šio skyrelio tikslas aprašyti pagrindinius parametrus ir apžvelgti esamas technologijas, kurios mažina protezų diskomfortą likutinės galūnės ir priėmiklio sąsajoje.

Tūrio svyravimai

Tūrio svyravimai priėmiklyje gali reikšti sumažėjusį protezo prisitvirtinimą. Tai gali sukelti trinties reiškinius, kurie priėmiklyje pakeičia termoreguliacijos sistemą sukeldami prakaitavimą, dirginimą ir blogą kvapą. Norint garantuoti protezo ilgalaikį priimtinumą, patogumą ir gerą funkcionalumą, būtina optimizuoti bigės (likutinės galūnės) ir vidinio priėmiklio paviršiaus sąveiką. Sukelti aukšto lygio diskomfortą pakanka tik 3.5 % tūrio pokyčio [19].

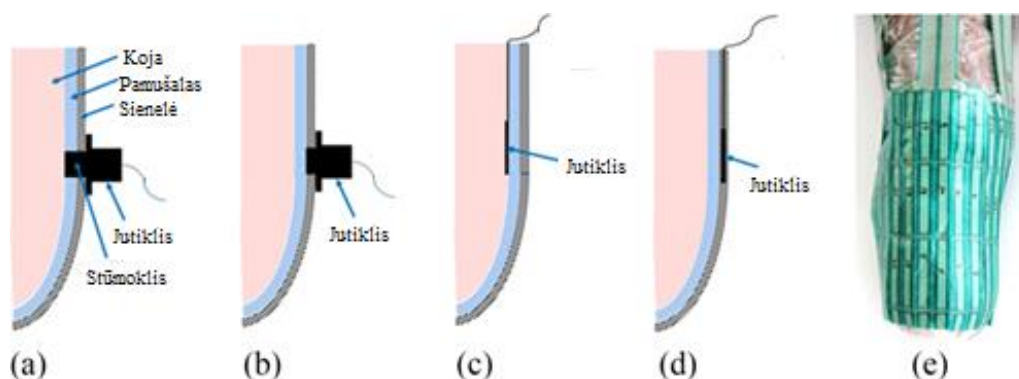
Galimi įvairūs tūrio svyravimų matavimo būdai, įskaitant vandens išstūmimo metodų naudojimą [19], optinio nuskaitymo [20], kontaktinius zondus [21], ultragarsą [22], skenavimą lazeriu [23] ir bioimpedanso matavimą [24].

Siūlomi skirtingi metodai, kaip susidoroti su tūrio svyravimais. Vienas iš pagrindinių protezo priėmiklio tikslų – pasiekti optimalų prisitaikymą prie likutinės galūnės. Technologija, galinti išspręsti tiek didelių sąsajų įtempių, tiek tūrio svyravimų problemą, galėtų būti pagrįsta granuliu išsiplėtimu. Šis metodas remiasi elastingomis kameromis, užpildytomis granuliuotomis struktūromis. Kai į kameras patenka vakuumas, sistemos standumas didėja [25]. Iki šiol literatūroje nebuvo atlikta jokių tyrimų pagal šį metodą. Taip pat, buvo pasiūlyta naudoti lanksčias priėmiklių sistemas. Juos gali sudaryti polietileno arba silikono elastomero vidinis pamušalas su išorine kietesne konstrukcija [25].

Slėgis

Ilgai ir nevienodai priėmiklyje ant odos daromas didelis slėgis gali sukelti opas, jautrią odą, sudirgimus ir dalinį ar visišką kraujagyslių okliuziją. Šie reiškiniai keičia kraujo perfuziją ir medžiagų apykaitos poreikį, todėl padidėja temperatūra, prakaitas. Odos pažeidimai gali susidaryti ir esant lėtinėms infekcijoms, dėl kurių gali reikėti pakartotinės amputacijos. Slėgio ribinių verčių nustatymas gali būti pirmasis žingsnis, siekiant sumažinti tokį diskomfortą. 40 kPa vertė buvo laikoma priimtina žmonėms sėdint [26].

Slėgio jutikliai, skirti įtempių pasiskirstymui priėmiklyje matuoti, gali būti pjezorezistoriniai deformaciniai, talpiniai arba optiniai. Jie gali būti išdėstyti naudojant specialias skylutes ar stūmoklius per priėmiklio sienelę, tiesiogiai kontaktuojant su oda (žr. 4 pav.).



4 pav. Galimi jutiklių integravimo metodai, skirti slėgio matavimams priėmikliuose (stūmoklio tipo jutiklis, besiliečiantis su oda (a) arba su įdėklu (b), lankstus jutiklis įdėtas į įdėklą, besiliečiantį su oda (c) arba įdėtas į priėmiklio sienelę, besiliečiančią su įdėklu (d), F tipo jutiklis (e)) [26]

Iki šiol pjezovaržinė „F-Socket“ sistema (žr. 4 pav. (e) pav.) yra dažniausiai naudojamas komercinis sprendimas atliekant slėgio matavimą klinikinėje aplinkoje. Pjezorezistoriniai jutikliai gali būti suprojektuoti plonomis ir lanksčiomis konfigūracijomis, galinčiomis atvaizduoti slėgio pasiskirstymą. Tačiau tokie jutikliai gali nustatyti tik slėgio vertes, o norint įvertinti tiek įprastą, tiek šlyties įtempį, galima naudoti jutiklius, kurie matuoja deformaciją. Jie leidžia matuoti labai jautriai, tačiau tokį matavimą galima atlikti tik keliuose izoliuotuose taškuose. Šių sistemų standumas sukelia kliūčių ir priėmiklio sienelių problemas dėl slėgio koncentracijos, ypač išlenktose vietose. Talpiniai jutikliai gali įveikti šiuos apribojimus. Jie gali išmatuoti ir šlyties jėgą, ir įprastą slėgį per lanksčias sistemas, taip pat jie pasižymi geresnėmis savybėmis nei pjezorezistoriniai jutikliai [26].

Temperatūra

Tyrimai rodo, kad daugiau nei 53 % protezus naudojančių žmonių patiria diskomfortą dėl perkaitimo ar prakaitavimo, o tokioms problemoms atsirasti pakanka pakilti vos 1–2 °C. Termoreguliacijos procese taip pat svarbūs individualūs aspektai, tokie kaip amžius, lytis ir aktyvumo lygis. Dėl to sunku gauti absoliučias temperatūros vertes, kurios turi būti palaikomos odos lygyje. Tačiau vidutinė odos temperatūra yra apie 36 °C ir gali būti naudojama kaip tipinė šiluminio komforto atskaita [26].

Ad hoc termistoriai buvo integruoti į protezo priėmiklį, kad būtų galima stebėti likutinės galūnės ir priėmiklio sąsajos temperatūrą [27]. Penkiems asmenims su amputuota galūne 14-oje skirtingų vietų likusioje galūnėje, priėmiklio temperatūra buvo tiriama keturiais skirtingais etapais: tik užsidėjus, pusiausvyros būsenoje (poilsio metu), pradiniame vaikščiojime ir pastoviam vaikščiojime. Rezultatai parodė, kad temperatūros padidėjimas buvo didesnis tose vietose, kur daugiau raumenų.

Siūlomi keli sprendimai, kaip išvengti karščio ir prakaito sukeliama diskomforto, nors jų yra nedaug. Kai kurie galimi sprendimai buvo skirti tam tikrų medžiagų, pvz., kvėpuojančių audinių, savybėms [28]. „Silcare Breathe Liner by Endolite“ (Basingstoke, Hampšyras, Didžioji Britanija) yra komercinis sprendimas, kuriame dėl lazeriu išgręžtų perforacijų ant pamušalo išmetamas oras ir prakaitas, kuris paprastai susilaiko tarp įdėklo ir odos, taip užtikrinant sveikesnę aplinką protezo priėmiklyje [29].

Eisenos parametrai

Aminian K. ir kt. [30] naudojo giroskopą matuodami tiriamųjų apatinių galūnių kampinį judėjimą einant. Trumpai tariant, giroskopą sudaro vibruojantis komponentas, sujungtas su jutikliniu elementu Koriolio jėgai matuoti. Tyrimas buvo skirtas įvertinti erdvinius ir laiko parametrus ilgą laiką einant. Matavimams atlikti buvo naudojami trys miniatiūriniai mažos galios pjezoelektriniai giroskopai (Murata, ENC-03J). Išmatuotas signalas sustiprinamas ir perduodamas per žemo dažnio filtrą, kad būtų pašalintas triukšmas. Giroskopas tvirtinamas tiesiai prie protezo ir dešinės šlaunies. Signalai buvo skaitmeninti naudojant nešiojamąjį duomenų kaupiklį („Physilog“, „BioAGM“, CH), kuris atrinko duomenis 200 Hz dažniu. Buvo įgyvendintas bangų transformacijos pagrindu sukurtas algoritmas, leidžiantis apskaičiuoti eisenos parametrus pagal išmatuotus apatinių galūnių kampinius greičius. Skirtingai nuo akselerometrų, giroskopo matavimai nepriklauso nuo jutiklio vietos. Giroskopo matavimai yra mažiau triukšmingi kampinio greičio atžvilgiu, nes sukimosi judėjimas apskaičiuojamas integruojant įrašytus duomenis, tačiau giroskopo matavimai yra jautrūs smūgiams dėl giroskopo viduje esančių spindulių mechaninio sujungimo.

Likutinės galūnės infekcija

Pacientams, gyvenantiems su protezais, taip pat svarbu stebėti uždegimą ir infekciją likutinėje galūnėje. Cutti ir kt. [31] ištyrė infraraudonųjų spindulių šiluminio vaizdo galimybes, kad būtų galima stebėti temperatūrą ir santykinę drėgmę protezo priėmiklio viduje. Terminio vaizdo kamera buvo naudojama paviršiniam likusios galūnės temperatūros pasiskirstymui išmatuoti. Lygiagretūs matavimai naudojant termokameras ir nešiojamus jutiklius suteikia papildomos informacijos. Po vaikščiojimo buvo nustatytas 20 % didesnis karštis likutinėje galūnėje, palyginti su poilsiu. Drėgmė priėmiklyje dėl prakaitavimo padidėjo apie $4,1 \pm 2,3$ %. Pakilus temperatūra ir didelė oro drėgmė protezo priėmiklyje gali būti odos uždegimo ir infekcijos požymis. Todėl temperatūros ir drėgmės stebėjimas priėmiklio viduje yra naudingas, norint anksti išvengti su oda susijusių problemų. Tačiau yra mažai paskelbtų duomenų, susijusių su bigės infekcijų diagnozavimu.

Raumenų aktyvumas

Elektromiografija (EMG) apibūdina elektrinį aktyvumą, susijusį su raumenimis, ir dažnai interpretuojama atliekant eisenos analizę, naudojant tuo pačiu metu gautą signalą, kad būtų galima nustatyti eisenos ciklo fazes [32]. Raumenų aktyvumo judėjimo metu tyrimas yra nepaprastai svarbus klinikose, gydant pacientus, sergančius įvairiausiomis neurologinėmis, ortopedinėmis ir periferinių kraujagyslių ligomis, keičiančiomis eiseną [33]. Elektromiografija plačiai naudojama kaip priemonė suprasti ir atskirti normalią ir patologinę suaugusiųjų ir vaikų eiseną. EMG laikas ir intensyvumas fazės ar viso eisenos ciklo metu gali daug pasakyti apie neurologinę kontrolę ir raumenų silpnumą. Taip pat žinios apie raumenų susitraukimo aktyvumą patloginės eisenos metu gali suteikti unikalios informacijos, kuri padės gydytojams atlikti šias veiklas:

- diagnozei patvirtinti;
- sukurti sudėtingas chirurgines intervencijas;
- sukurti individualizuotus reabilitacijos protokolus ir objektyviai įrodyti jų veiksmingumą;
- paremti klinikinį sprendimą;
- įvertinti raumenų nuovargį.

Paviršiaus elektromiografija yra gerai žinomas metodas raumenų aktyvumui tirti neinvaziniu būdu. Nepaisant to, gydytojai retai naudojami „turtingesnės“ ir išsamesnės eisenos analizės privalumais, kurie, be tradicinių erdvės ir laiko eisenos parametrų, sąnarių kinematikos analizės, apima raumenų aktyvacijos modelių eisenos metu tyrimą [32]. Vis dėlto, nors yra nemažai tyrimų, patvirtinančių EMG naudojimą klinikinėje eisenos analizėje, jie retai kada paverčiami įprastine klinicine praktika.

1.2.3. Protezo priėmiklio slėgio / temperatūros stebėjimo prietaisas

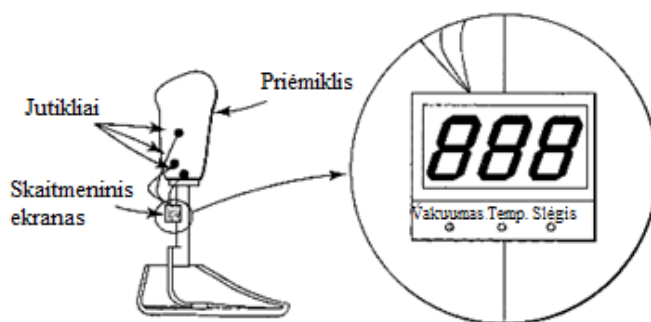
Įrenginys susijęs su protezinės galūnės priėmikliu, kurioje yra likusioji galūnė (žr. 5 pav.). Priėmiklis gali apimti bent vieną iš slėgio jutiklių, jėgos jutiklių, temperatūros jutiklių, drėgmės jutiklių ar vakuuminių jutiklių reikšmių rodymą ir pavojaus signalą, nurodantį, kada viena iš jutiklių verčių viršija iš anksto užsiduotą ribą [34].

Vienas iš šio išradimo variantų apima paciento įspėjimą, kai sumažėja vakuumas (slėgis) tarp įdėklo ir galūnės. Tada pacientas gali imtis tam tikrų veiksmų, kad atkurtų ar sureguliuotų šį vakuumą. Kitas šio išradimo įgyvendinimas apima paciento įspėjimą, kai temperatūra protezo priėmiklyje viršija tam tikrą lygį arba nebepatenka į užsiduotą diapazoną. Tai gali įvykti sugedus vakuumui. Tai taip pat gali būti liekamosios galūnės uždegimo ar kraujotakos sutrikimo simptomas. Be to, išradimo įgyvendinimas gali apimti drėgmės stebėjimą protezo priėmiklyje ir įspėti pacientą, jei drėgmės lygis labai skiriasi nuo iš anksto nustatyto lygio [34].

Slėgio jutikliai buvo dedami tarp priėmiklio pamušalo ir odos. Siekiant sėkmingai atlikti matavimą, reikėjo, kad jutikliai būtų kuo plonesni ir sugebėtų prisitaikyti prie išlenktos galūnės paviršiaus. Priėmiklyje temperatūra išmatuojama įdedant temperatūros jutiklį į priėmiklio sienelę. Drėgmė matuojama tokiu prietaisu kaip higrometras. Elektros laidai iš jutiklių išėjo per priėmiklio sieną, išlaikydami vakuumą tarp priėmiklio ir amputuotos galūnės [34].

Prietaisas gali stebėti temperatūrą diapazone nuo 87 iki 107 Farenheitų, drėgmė (santykinė drėgmė) pageidautina nuo 0 % iki 100 %, slėgis pageidautina nuo 0 iki 20 psi, vakuume pageidautina 0–28 colių gyvsidabrio. Ribos gali būti nustatomos pačiame įrenginyje arba naudojant kompiuterį. Kompiuteris gali būti prijungtas prie įrenginio kabeliu ar kitomis priemonėmis, pavyzdžiui, naudojant infraraudonųjų spindulių signalą. Tada pacientas kelias minutes vaikščioja, kad nustatytų pradinę padėtį, o montuotojas, remdamasis gauta informacija, nustato viršutinę ir apatinę ribas. Nustačius ribas, kompiuterį galima atjungti, kad prietaisas veiktų savarankiškai [34].

Ekranas ir aliarmo įrenginyje, kuris pritvirtintas prie protezo, naudojamas skaitmeninis ekranas ir (arba) garsinis aliarmas [34].



5 pav. Protezas su stebėjimo prietaisu ir įvairiais jutikliais [34]

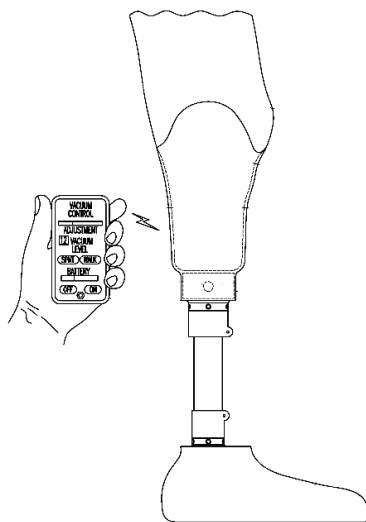
1.2.4. Protezo priėmiklio sistema su vartotojo grįžtamojo ryšio sąsaja

Šis išradimas yra susijęs su biomechanine sritimi, o konkrečiau, su belaide išmaniaja protezavimo sistema su diagnoze realiuoju laiku ir aktyvia vartotojo sąsaja. Įrenginys turi valdiklį ir belaidį išmanųjį įrenginį (žr. 6 pav.). Valdiklis turi rinkti duomenis ir gauti protezavimo informaciją iš kelių jutiklių ir perduoti protezo naudojimo informaciją radijo ryšiu. Pats valdiklis ir jutikliai yra protezo priėmiklyje. Belaidis išmanusis įrenginys radijo ryšiu jungiasi prie valdiklio ir priima protezo naudojimo informaciją bei pateikia vartotojui vaizdinę ir garsinę informaciją apie protezą. [35].

Sistema apima dirbtinę pėdą (įskaitant vertikalius konstrukcinius komponentus). Priėmiklis yra sujungtas su pėda, o paciento likusi galūnė įkišama į priėmiklį.

Šis išradimas taip pat numato realaus laiko vartotojo grįžtamojo ryšio sistemą, sujungtą su kompiuteriu valdoma sistema, kuri gauna informaciją iš daugybės jutiklių ir kitų elementų, kad perduotų informaciją vartotojui. Valdymo modulis pagal šį išradimą praneša vartotojui informaciją per išmanųjį įrenginį aiškiais glaustais rašytiniais pranešimais ir išpėjimais, taip pat pateikia jutiklių duomenis realiuoju laiku ir tikslus nurodymus, ką daryti su protezu. Vartotojo informacija apims priėmiklio vidaus sąlygas, įskaitant, bet neapsiribojant, temperatūra, vakuumo lygiu, drėgme, slėgu, kampo indikacijas, aukštį, pasaulinės padėties nustatymo sistemos (GPS) parametrus, akselerometro parametrus, jėgos informaciją, giroskopinę informaciją ir informaciją apie atminties kortelę [35].

Įrenginys pagal šį išradimą patars vartotojui reguliuoti slėgį dėl aukščio pasikeitimo, taip pat jis suteiks informaciją apie žingsnių skaičių. Prietaisas fiksuos protezo susidėvėjimo laiką ir pateiks naudotojui jo dėvėjimo grafiką [35].



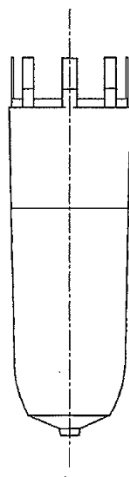
6 pav. Išmanios protezavimo sistemos vaizdas [35]

1.2.5. Protezo priėmiklis su jutikliais vartotojo pažangai stebėti

Sritis yra susijusi su prietaisu ir metodu asmens galūnių sveikatai stebėti. Konkrečiau, kai kurie variantai yra susiję su duomenų, darančių įtaką amputuoto žmogaus galūnės sveikatai, analize. Šio išradimo įgyvendinimo variantuose pateikiamas prietaisas ir metodas, leidžiantis ortopedui ar asmeniui, pavyzdžiui, gydytojui ar protezuotojui, stebėti įvairias galūnės naudojimo sąlygas. Likutinę galūnę dengiantis pamušalas sukongfigūruotas laikyti fiziologinius jutiklius (žr. 7 pav.).

Pamušale dar integruotas siųstuvus, sukonfigūruotas priimti duomenis iš jutiklių ir perduoti juos duomenis kompiuteriui. Tokiu būdu duomenų imtuvas padeda stebėti uždaros galūnės būklę. Viename įgyvendinimo variante vartotojo kojos įdėkle yra daugybė griovelių jutikliams priimti. Vieno įgyvendinimo variante jutikliai yra išdėstyti išilgai įdėklo paviršiaus. Kituose įgyvendinimo variantuose jutikliai gali būti įvairių formų ir dydžių. Pvz., į žiedą panašūs jutikliai gali būti dedami aplink pamušalą arba jo viduje [36].

Pageidautina, kad jutikliai būtų dedami į silikoną arba kitą polimerinę medžiagą (pvz., termoplastinius elastomerus arba poliuretaną). Jutikliai gali apimti, bet neapsiriboja: deguonies jutikliai, skirti periferiniam deguoniui matuoti ir atvaizduoti, pavyzdžiui, naudojant didelio jautrumo Spo2 jutiklių masyvą; Slėgio jutikliai, nustatantys įdėklo ir (arba) priėmiklio tinkamumą virš galūnės; Temperatūros jutikliai; Jutikliai kraujospūdžiui matuoti; Drėgmės jutikliai; Jutikliai gliukozei matuoti; Jutikliai, skirti matuoti galūnių judėjimą priėmiklyje; Jutikliai galūnės tūrio svyravimams matuoti; Jutikliai kūno riebalams matuoti; Aktyvumo stebėjimo jutikliai, t.y. kiek laiko protezas nešiojamas kiekvieną dieną [36].



7 pav. Protezo priėmiklio laineris [36]

1.2.6. Biomechaniniai eisenos vertinimo kriterijai

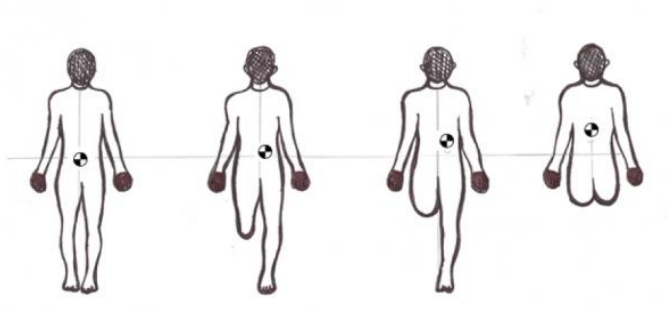
Inovatyvūs įtvarai pasižymi biomechaniniu suderinamumu. Mokslininkai tiria vieną iš svarbiausių protezo parametrų patogiai ir stabiliai judėjimo funkcijai išlaikyti, tai – tinkamas protezo pritaikymas paciento galūnei [37], arba kaip protezo ir galūnės suderinamumas įtakoja įvairius biomechaninius parametrus [38, 39]. Netinkamas protezo ir galūnės suderinimas gali sukelti sunkias traumas, tokias kaip odos sužalojimai, nepažeistos kojos pažeidimai, apatinės nugaros dalies skausmas, pečių ir kaklo sužalojimai [40, 41, 42]. Netinkamai pritaikytas protezas turi įtakos eisenos biomechanikai, pavyzdžiui, eisenos metu gali pasireikšti šoninis liemens lenkimas, platus žingsnis, kojos apvedimas, netolygus žingsnio ilgis, padidėjusi lordozė ir kt. [43]. Apskritai 52,4 % asmenų su amputuota koja praneša apie nelaimingus atsitikimus (nukritimą) ir 49,2 % apie baimę nukristi [44]. Kritimai ir gretutinės ligos gali pakeisti energijos suvartojimą vaikščiojant ir bendrą eisenos greitį. Siekiant išvengti papildomų traumų protezo dėvėjimo metu, reikalingas ne tik individualus protezo pritaikymas, bet ir žmogaus, dėvinčio protezą, pilnas eisenos ištyrimas.

Dar vienas esminis aspektas yra protezų komponentų išsidėstymas, kuris lemia eisenos stabilumą ir sklandumą. Šis aspektas turi būti optimizuotas, atsižvelgiant į kiekvieno komponento sukimąsi ir

poslinkį skirtingose plokštumose pagal fiziologines linijas. Protezo lygiavimo pokyčius apžvelgė Neumann ir kt. [45] ir Davenport ir kt. [46]. Jie įrodė, kad neteisingas išlygiavimas gali paveikti kelis kinematikos parametrus, taip pat slėgio pasiskirstymą bigės / priėmiklio sąsajoje. Schmalz ir kt. [47] įrodo, kad netinkamai išdėsčius komponentus reikalingos didesnės žmogaus energijos sąnaudos ir šis poveikis yra reikšmingesnis transfemoraliniams amputuotiems, o ne transtibiniams. Be to, buvo nustatyta, kad netinkamas transfemoralinių amputacijų protezo komponentų išsidėstymas sukelia padidėjusį klubo tiesimo momentą ankstyvoje stovėsenos fazėje, liemens lenkimą, sumažėjusį žingsnio ilgį ir kitus nepageidaujamus biomechaninius efektus. Taip pat, netinkamo ilgio protezas gali turėti įtakos žmogaus masės centrui.

Masės centras

Atliekant eisenos tyrimus, svarbu yra suprasti masės centrą, kartais vadinamą gravitacijos centru. Tai yra objekto masės vidurys ir galima daryti prielaidą, kad gravitacijos jėga veikia žmogų nuo šio taško. Asmeniui su amputuota galūne masės centras pasikeičia dėl tam tikros masės pašalinimo (žr. 8 pav.).



8 pav. Kūno masės centro nukrypimas priklausomai nuo galūnės amputacijos [48]

Gravitacijos jėgos per kūną kryptis yra žemyn per žmogaus masės centrą link žemės centro. Šią gravitacijos liniją svarbu suprasti ir įsivaizduoti, nustatant asmens gebėjimą sėkmingai išlaikyti pusiausvyrą padėti. Kai gravitacijos linija pasislenka į šoną, išlaikyti pusiausvyrą darosi sunkiau. Taigi, atliekant statinį protezo reguliavimą, svarbu sureguliuoti tinkamą protezo ilgį, kad abi galūnės būtų tolygiai apkraunamos, o dubuo išlaikytas pusiausvyroje padėtyje [48].

Eisenos ciklas

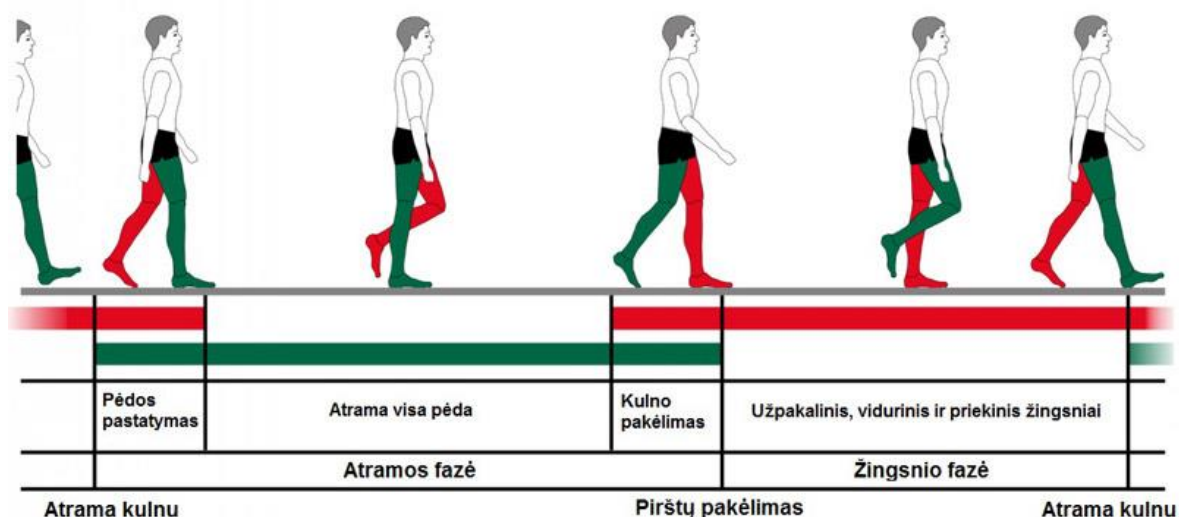
Eisenos ciklą sudaro dvi fazės – atramos fazė ir žingsnio fazė. Atramos fazė yra pradinis žingsnis, kai prasideda pėdos pastatymas ant žemės. Atramos fazė sudaro apie 60 % eisenos ciklo, o žingsnio fazė sudaro apie 40 % eisenos ciklo (žr. 9 pav.).

Atramos fazė skirstoma į:

- atramą kulnu, kuomet kulnas pasiekia žemę;
- pėdos pastatymą, kai pėda visiškai pastatoma ant žemės;
- atramą visa pėda, kuomet palengva perkeliamas svoris;
- Kulno pakėlimą (atsispyrimo momentu), tuo metu kūnas juda į priekį, ir kūno svorio centras išeina už atramos ploto ribų. Ši fazė baigiasi, kai kita koja pasiekia žemę;
- pirštų pakėlimą, kada pėda pakyla nuo žemės.

Žingsnio fazė skirstoma į:

- užpakalinį žingsnį, tuo metu koja atsiduria ore ir juda į priekį;
- vidurinį žingsnį, kuomet koja pasiekia vidurį;
- priekinį žingsnį, tuo metu koja nuo vidurio padėties juda į priekį, kol pasiekia žemę.



9 pav. Eisenos ciklas [49]

Protezuotų asmenų eisenos modelyje reikia atkreipti dėmesį pėdos kontaktą su žeme ir svorio pasiskirstymą ant pėdos, taip yra todėl, kad tai turės įtakos subjekto eisenai, kai jis pereis į kitą eisenos fazę. Žingsnio fazės metu kelio funkcija atlieką didžiausią vaidmenį, nes kelio sąnario mobilumas atliekant tiek lenkimą, tiek tiesimą palengvina pėdos perkėlimą. Tai neleis žmogui suklypti ar nukristi [50].

Stovėjimo fazės metu yra tempiamas vidurinis sėdmenų raumuo, tai padeda išlaikyti dubenį pusiausvyroje padėtyje. Asmeniui, kuriam amputuota apatinė galūnė, šią dubens padėtį užtikrina protezo priėmiklis. Likutinė galūnė turi būti tvirtinama į priėmiklį, kuris užtikrina standų ir stabilų galūnės pritvirtinimą. Tai padeda kontroliuoti subjekto galūnę einant. Priėmiklis taip pat turi sugebėti perkelti apkrovą, taip užtikrinant gerą tiriamojo eisenos stabilumą ir kojos valdymą [50].

Biomechaniniai tyrimai atliekami išsiaiškinti asmens su protezu judėjimo kinematinis parametrus, tokius kaip žingsnio ilgį, dažnį, ėjimo greitį, kampų pokyčius kojose, liemens srityje ir kt. Mokslininkai atliko 25-ių biomechaninių tyrimų apžvalgą, išsiaiškinti svarbiausius protezo apspaudimo parametrus stovėjimo ir eisenos metu. Jie nustatė, kad sąnario kampas, apkrovos linija sąnarių ir slėgio centro atžvilgiu yra svarbūs protezo suderinamumo su galūne parametrai kokybiškai kūno stovėsenos pozai palaikyti [51]. Tuo tarpu jėgos, pasireiškiančios skirtingose ėjimo ciklo dalyse, ir judesio atlikimo laikas pažymimi kaip svarbiausi protezo parametrai, užtikrinantys kokybišką eisną. Biomechaniniais rodikliais remiamasi siekiant sukurti skirtingo dizaino protezus ir patikrinti jų tinkamumą [52, 53].

Jei protezo konstravimo principų nėra kruopščiai laikomasi ir protezas nėra tinkamai pritaikytas, einant atsiranda nepageidaujamų nukrypimų nuo fiziologinės eisenos. Dėl šių nukrypimų padidėja energijos sąnaudos judesio metu, perkraunamos tam tikros raumenų grupės ir visa tai gali pakenkti sąnarių struktūrai. Taip pat iš tyrimų matyti, kad individualus biomechaninis žmogaus, dėvinčio protezą, judesių ištyrimas yra naudingas ne tik komfortabilumo atžvilgiu, bet ir galimų traumų prevencijai. Kitas aspektas – estetiškas eisenos diskomfortas (žingsnių asimetrija, kūno palinkimas ir kt.).

Apskritai eisenos analizė apima biomechaninių parametų, apibūdinančių žmogaus judėjimą, matavimą, apdorojimą ir sistemingą interpretavimą. Eisenos analizė gali nustatyti judėjimo apribojimus ir suteikti informacijos apie reabilitaciją. Šiuo metu eisenos analizė atliekama biomechaninėse laboratorijose. Duomenis iš trimačių kinematinių sistemų galima gauti per sinchronizuotas infraraudonųjų spindulių ir didelės spartos kameras, taip pat galima užfiksuoti kojos žemės reakcijos jėgų duomenis per jėgos platformas. Visi šie kintamieji gali būti įvertinti naudojant judesio analizės (angl. *Motion Capture*) technologijas.

1.3. Skyriaus apibendrinimas ir projekto naujumas

Nei viename iš apžvelgtų protezų priėmiklių nėra atsižvelgiama į medžiagų biosuderinamumą, taip pat neatsižvelgiama ir į žmogaus biomechaninius eisenos parametrus pritaikant protezą. Taip pat dėl SSL technologijos savybių kol kas išnaudojama tik 5–15 procentų miltelių esančių darbo zonoje, todėl didelė dalis, kartais iki 95 procentų nesukepintų miltelių, gali būti perdirbta arba panaudota antrą kartą. Tačiau antrą kartą naudotų medžiagų savybės ir jų įtaka spausdinto gaminio kokybei kol kas nėra detalai ištirta ir reikalauja papildomų tyrimų, ypač jeigu spausdinamas objektas bus naudojamas medicinos srityje. Be to, protezavimo srityje viena iš svarbiausių kliūčių vis dar yra žmogaus ir elektronikos sąsaja protezo priėmiklyje, kuri leistų stebėti vartotojo komforto lygį. Galiausiai, siekiant išvengti papildomų traumų protezo dėvėjimo metu, reikalingas ne tik individualus protezo pritaikymas, bet ir žmogaus, dėvinčio protezą, pilnas eisenos ištyrimas.

3D spausdinimo būdu gaminami šlaunies protezo priėmikliai pasižymės tokiais techniniais savybėmis, kurių neturi artimiausi analogai:

- atitinks žmogaus, dėvinčio protezą, biomechaninius ėjimo parametrus (bus individualizuoti);
- bus greitai ir efektyviai pagaminami, naudojant naujausias gamybos technologijas ir parenkant tinkamas biologiškai suderinamas medžiagas, 3D spausdinimo būdu;
- turės integruotus jutiklius, susietus su šlaunies protezo priėmikliu.

Baigiamasis darbas prisideda prie sumanios specializacijos prioriteto „sveikatos technologijos ir biotechnologijos“ bei atitinka šio prioriteto įgyvendinimo tematiką, kadangi baigiamojo projekto metu:

- tiriamos ir kuriamos biomedicininės inžinerijos, elektronikos ir mechatronikos bei biomechanikos technologijos.

2. Priėmiklio tyrimų metodai ir jutiklių integravimas

Šiame skyriuje aprašyta tyrimo metodika ir reikalinga įranga, medžiagų mechaninėms charakteristikoms bei žmogaus eisenos analizei iširti. Taip pat pateikiamos elektroninių sistemų struktūrinės schemos bei signalų apdorojimo algoritmai.

2.1. Protezo priėmiklio medžiagų mechaninių charakteristikų tyrimų metodika

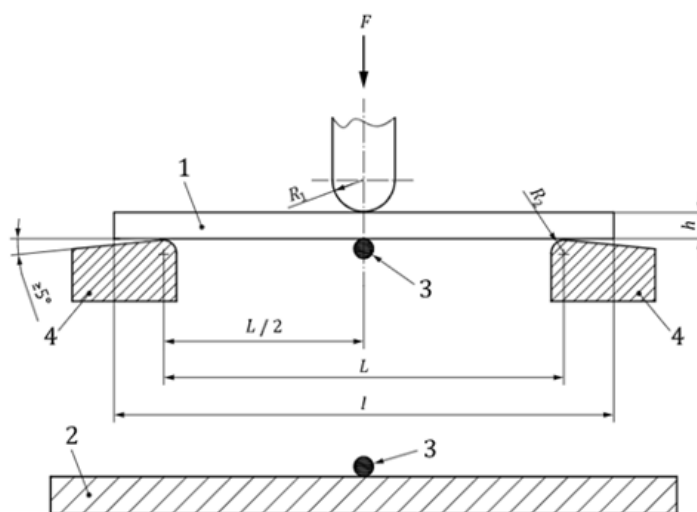
PA2200 medžiagoms rekomenduojamas miltelių maišymo santykis yra 50-50 %, tačiau tokios medžiagos mechaninės savybės nėra nurodytos, taip pat nėra informacijos apie tai, kaip medžiagų mechaninės savybės keičiasi esant skirtingiems miltelių maišymo santykiams. Be to, nėra informacijos, kaip keičiasi medžiagų mechaninės savybės, kai senieji milteliai naudojami antrą kartą. Siekiant priėmiklių gamybos efektyvumo, nuspręsta iširti miltelius, kurie panaudojami antrą kartą.

Medžiagų savybėms iširti naudojamas Tinius Olsen H25KT (Tinius Olsen, Ltd, Anglija) presas, kurio didžiausia apkrova: iki 25 kN, o lenkimo greitis nuo 0,001 mm/min iki 300 mm/min. Bandinio matavimo tikslumas ± 0.5 %. Naudojami ISO 178 ir ISO 527 standartai, atitinkamai lenkimo ir tempimo bandymams.

Pirma, buvo pasirinktas protezo priėmiklio bandinys, spausdintas naudojant SSL technologiją iš PA2200 medžiagos 100 % naujų miltelių, antra, iš 100 % dvigubai panaudotų miltelių. Tada atlikti septyni lenkimo ir tempimo bandymai.

Medžiagos lenkimas

Lenkimo tyrimui naudojamas ISO 178 standartas. Šis standartas skirtas standžių ir pusiau standžių plastikų lenkimo savybėms nustatyti, atliekant trijų taškų apkrovos bandymą (žr. 10 pav.).



Paaiškinimai

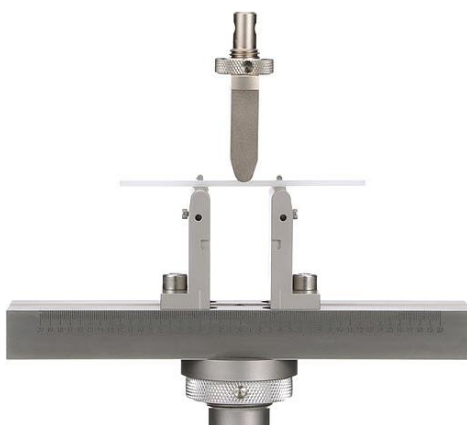
- | | |
|--|---------------------------------|
| 1 bandinys | h bandinio storis |
| 2 atraminė pagrindo plokštė | F veikianti jėga |
| 3 deflektometro padėtis | l bandinio ilgis |
| 4 atramos | L tarpo tarp atramų ilgis |
| R ₁ apkrovos krašto spindulys | R ₂ atramų spindulys |

10 pav. ISO 178 standartas lenkimo bandymui atlikti

1 lentelė. Lenkimo tyrimo bandinių parametrai

Žymėjimas	Parametras	Dydis, mm
l	Ilgis	80 ± 2
b	Plotis	10 ± 0.2
h	Storis	4 ± 0.2

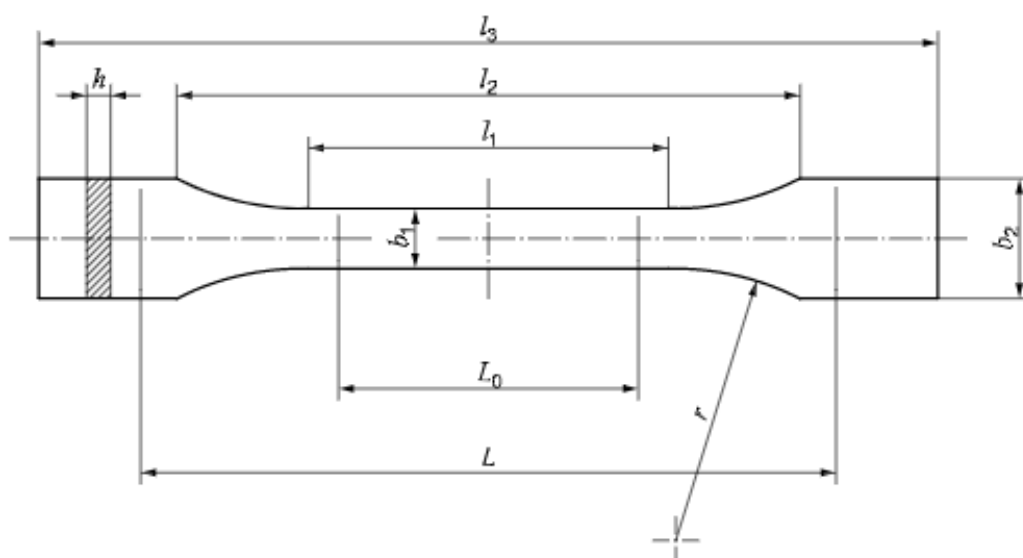
Naudojant ISO 178 standartą reikalingas trijų taškų lenkimo įrenginys. Šią armatūrą sudaro pritaisomas viršutinis spaudimo įrankis, pritvirtintas prie judančios skersinės galvutės, ir fiksuota apatinė atraminė sija su dviem reguliuojamais laikikliais. „Instron“ 2810 - 400 lankstus laikiklis visiškai atitinka tvirtinimo reikalavimus ir yra pritaikomas naudoti iki 3.0 mm storio bandiniams (žr. 11 pav.).



11 pav. ISO 178 standarte naudojamas trijų taškų lenkimo įrenginys [54]

Medžiagos tempimas

Tempimo bandymui atlikti naudojamas ISO 527 standartas (žr. 12 pav.). Šis standartas skirtas standžių ir pusiau standžių plastikų tempimo savybėms nustatyti.



12 pav. Bandinio brėžinys pagal ISO 527 standartą, tempimo tyrimui atlikti

2 lentelė. Tempimo tyrimo bandinių parametrai

Žymėjimas	Parametras	Dydis, mm
l_3	Visas ilgis	150
l_1	Siauriausios lygiagrečios dalies ilgis	60 ± 0.5
r	Spindulys	60 ± 0.5
l_2	Atstumas tarp plačių lygiagrečių dalių	108 ± 1.6
b_2	Plotis galuose	20 ± 0.2
b_1	Plotis siauriausioje dalyje	10 ± 0.2
h	Storis	4 ± 0.2
L_0	Matavimo dalies ilgis	50 ± 0.5
L	Pradinis atstumas tarp gripų	115 ± 1

Mechaninių charakteristikų vertinimo kriterijai

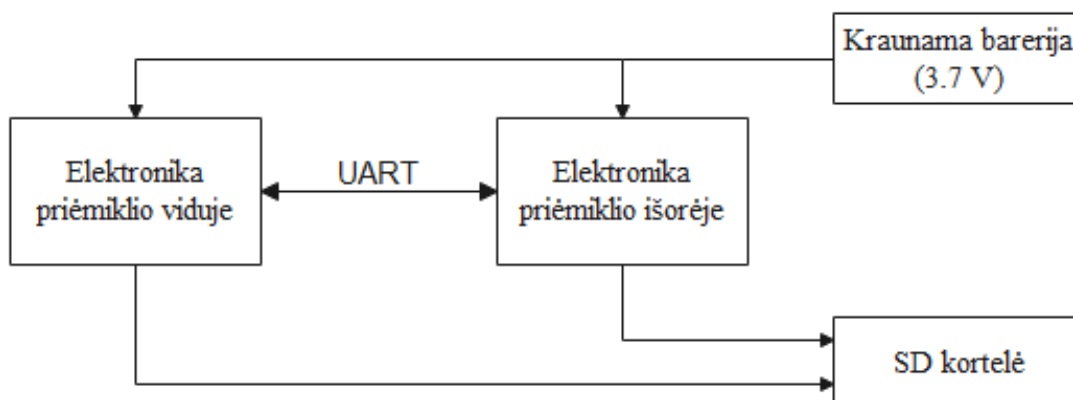
ISO 178 standartas naudojamas siekiant ištirti bandinių lenkiamąjį elgesį ir nustatyti lenkimo stiprumą, lenkimo jėgą, lenkimo modulis ir kitus lenkimo įtempių ir įtempimų santykio aspektus apibrėžtomis sąlygomis.

ISO 527 standartas naudojamas siekiant ištirti bandinių tempimo elgseną, tempimo stiprumo ribą, tempimo jėgą ir kitus tempimo įtempių ir deformacijų santykio aspektus apibrėžtomis sąlygomis.

Šie parametrai ir buvo naudojami kaip medžiagų mechaninių charakteristikų kokybės vertinimo kriterijai. Taip pat kiekvienam parametru skaičiuojamas 95 % pasikliautinis intervalas ir p vertė, siekiant sužinoti, ar gauti skirtumai tarp bandinių yra statistiškai reikšmingi.

2.2. Jutiklių realizacija protezo priėmiklyje

Priėmiklio viduje ir išorėje integruoti jutikliai, kurie tarpusavyje bendrauja UART sąsaja, o visų jutiklių duomenys saugomi SD kortelėje. Jutikliai maitinami įkraunama ličio jonų 3.7 V baterija. Sistemos struktūrinė schema pateikiama 13 paveiksle.



13 pav. Jutiklių sistemos struktūrinė schema

Atliekami matavimai priėmiklio viduje:

- giroskopas;
- temperatūra;
- santykinė drėgmė;
- žingsnių skaičiavimas;
- slėgis.

Atliekami matavimai priėmiklio išorėje:

- temperatūra;
- santykinė drėgmė.

Giroskopo matavimas atliekamas X,Y,Z koordinatėse ir yra naudojamas matuoti žmogaus apatinių galūnių kampinį judėjimą einant, giroskopo padėtis fiksuojama kas minutę.

Temperatūros matavimas atliekamas kas 10 minučių, į SD kortelę įrašomi tik vidaus temperatūros duomenys, kurie viršija žmogaus kūno temperatūrą (nuo 37°). Išorės temperatūra matuojama kaip opcija, su tikslu sekti kada žmogus užsidėjo protezą, t.y. jeigu temperatūra priėmiklio viduje viršija aplinkos temperatūrą – žmogus užsidėjo protezą.

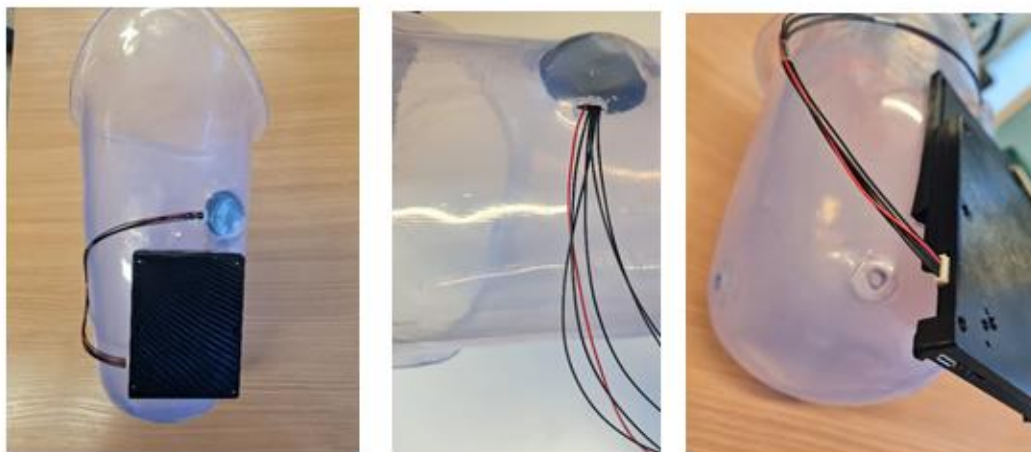
Santykinės drėgmės matavimas atliekamas vieną kartą per valandą, su tikslu sekti žmogaus prakaito lygį. Išorės drėgmė matuojama kaip opcija, siekiant surasti priėmiklio vidaus ir išorės priklausomybę nuo santykinės drėgmės.

Žingsnių skaičiavimas įrašomas į SD kortelę vieną kartą per dieną.

Slėgis priėmiklio viduje fiksuojamas kartą per valandą, tolimesnių tyrimų eigoje bus nustatomos slėgio ribinės vertės, siekiant sumažinti žmogaus likutinės galūnės diskomfortą.

SD kortelė gali talpinti savaitės trukmės duomenis, vėliau jie turi būti ištrinami arba išsiunčiami gydytojui / ortopedui.

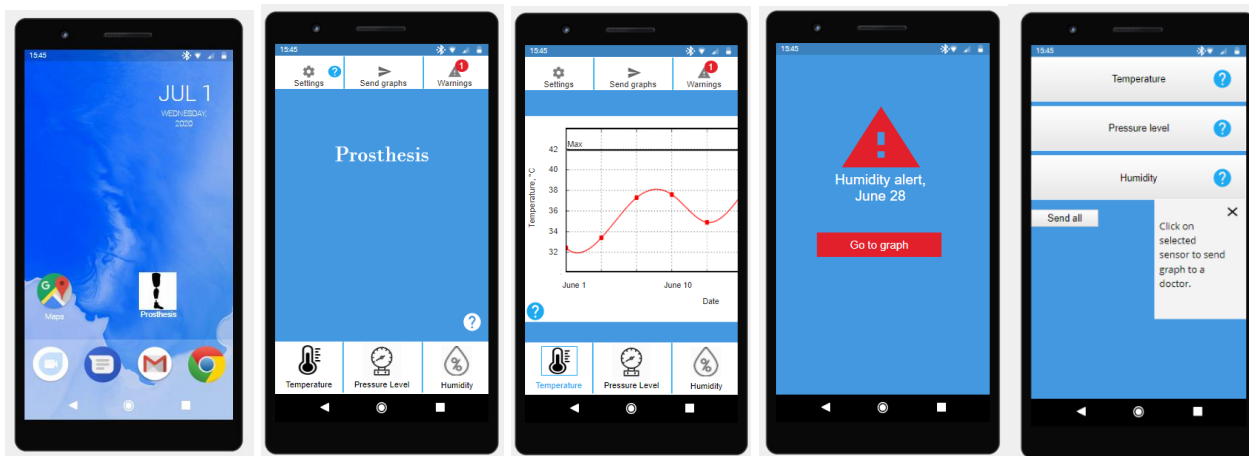
14 paveiksle pateikiamos nuotraukos kaip atrodo jutiklių sistema integruota į protezo priėmiklį, atspausdintą iš antrą kartą naudotų PA2200 medžiagos miltelių.



14 pav. Protezo priėmiklis pagamintas iš antrą kartą naudotų PA2200 miltelių su jutiklių sistema

Paveiksle matoma, kad elektronikai priėmiklio viduje išspausdinta speciali vieta, kuri užimpregnuota, kad įdėjus likutinę galūnę viduje susidarytų vakuumas. Elektronika priėmiklio išorėje klijuojama ant priėmiklio sienelės.

Kadangi tolimesniame etape numatyta telefono programėlė, kurioje vartotojas galės sekti duomenis iš jutiklių, sukurtas programėlės prototipas naudojant „Justinmind“ (Justinmind, Barselona, Ispanija) programėlių prototipų kūrimo įrenginį. Programėlės prototipas pateiktas 15 paveiksle (programėlė sukurta anglų kalba, orientuojantis į užsienio rinką).



15 pav. Telefono programėlės prototipas naudotojo sąsajai

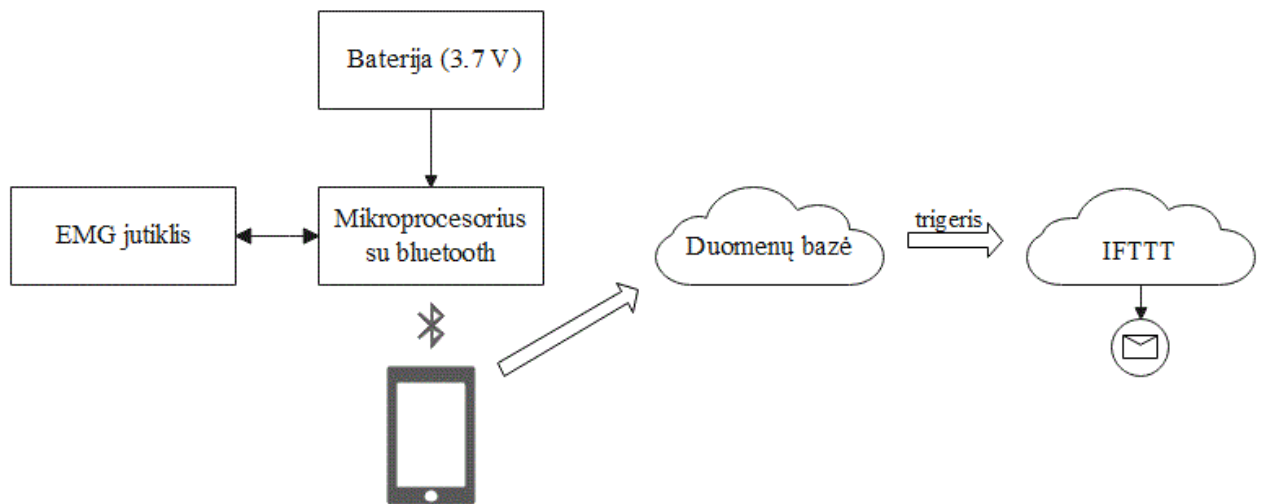
Programėlėje užduotys vykdomos mygtukų paspaudimu. Pasirinkti jutikliai išdėlioti programėlės apačioje ir tarp jų galima laisvai vaikščioti, jutiklių reikšmės pavaizduotos grafiniu pavidalu ir jį galima slinkti iš dešinės į kairę, norint pamatyti viso mėnesio reikšmes. Viršytų jutiklių reikšmių įspėjimai atsidaro atskirame lange, galima nueiti tiesiai į grafiką ir pažiūrėti kada tiksliai viršyta reikšmė. Duomenų siuntimas gydytojui vyksta atskirame lange, išsiuntus pasirinkto jutiklio reikšmes automatiškai grįžtama į buvusį langą. Bluetooth prisijungimas vyksta nustatymų lange.

Sukurta sąsaja leidžianti vartotojui sekti protezo parametrus ir informuoti gydytoją apie protezo tinkamumą. Pasirinkti trys pagrindiniai jutikliai, kurie turi didžiausią reikšmę protezo tinkamumo nustatyme bei paciento diskomforto sumažinime. Kiekvieno jutiklio kritinė reikšmė atsižvelgta į literatūros šaltiniuose pateikiamas reikšmes.

Raumenų aktyvumo matavimas

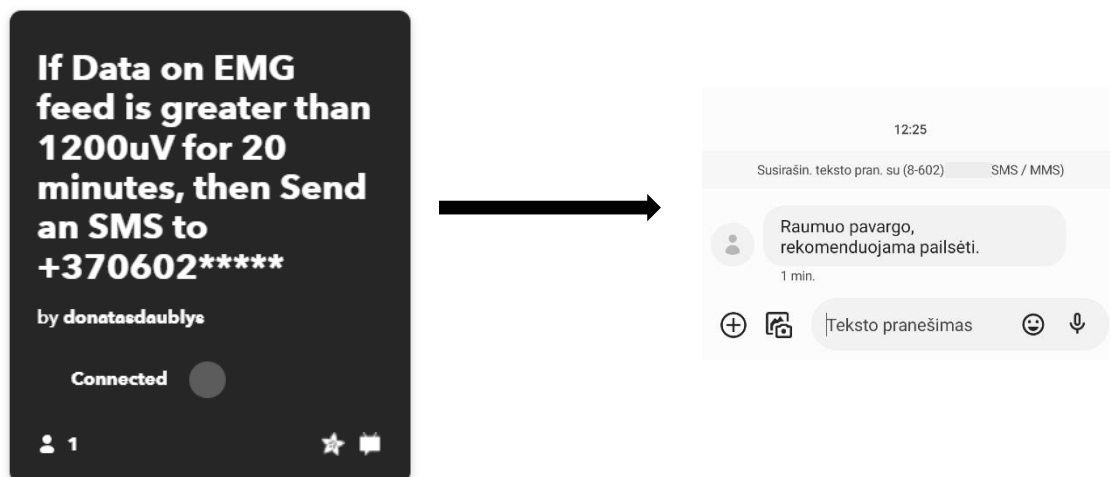
Kadangi elektromiografijos (EMG) intensyvumas fazės ar viso eisenos ciklo metu gali daug pasakyti apie neurologinę kontrolę, raumenų silpnumą ar nuovargį, nuspręsta sukurti sistemą, kuri matuotų amputuotos kojos raumens aktyvumą ir praneštų vartotojui, jei raumuo užsiaktyvavo (pavargo) ir reikia pailsėti.

Sistemą sudaro EMG jutiklis, mikroprocesorius su integruotu bluetooth moduliu ir baterija (3.7 V), struktūrinė schema pateikiama 16 paveiksle.



16 pav. Raumenų aktyvumo matavimo ir vartotojo įspėjimo apie raumenų nuovargį struktūrinė schema

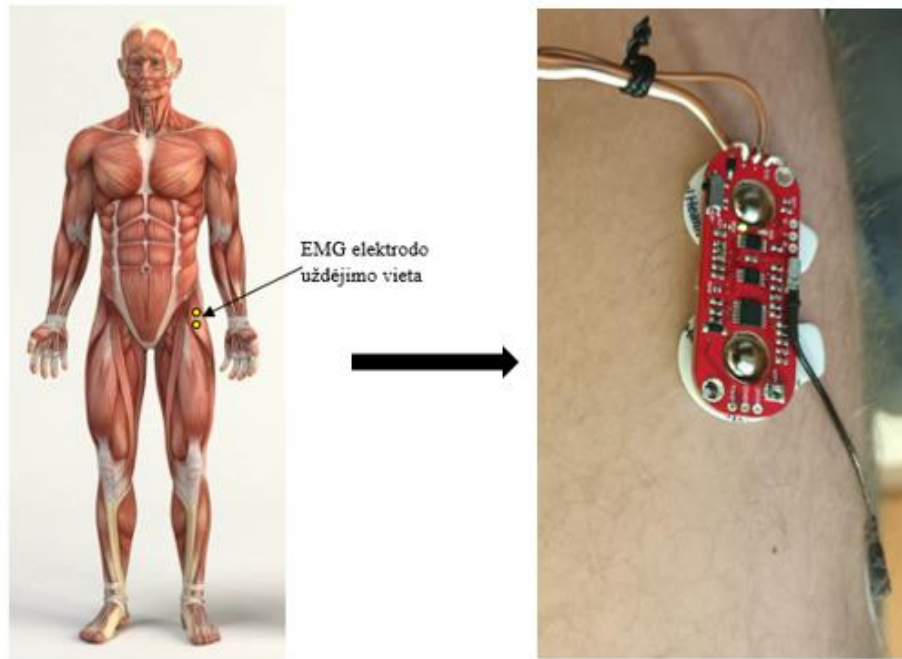
EMG jutiklis prijungiamas prie mikroprocesoriaus, iš kurio yra maitinamas 3.3 V įtampa. Jutiklis fiksuoja raumenų aktyvumo duomenis ir perduoda juos į mikroprocesorių, kuriame gautas signalas yra apdorojamas ir išsiunčiamas į mobilųjį telefoną. Toliau, telefonas per internetą siunčia EMG duomenis į duomenų bazę, kur jie yra saugomi. IFTTT (angl. *IF This Then That*) žiniatinklio paslauga sujungiama su EMG duomenų baze ir sukuriama programėlė, kurioje užsiduodamas tam tikras raumenų aktyvumo slenkstis. Jeigu šis slenkstis viršijamas tam tikrą laiką (~20 min.), gaunamas trigerio signalas, kuris aktyvuoja žinutės išsiuntimą į vartotojo mobilųjį telefoną (žr. 17 pav.).



17 pav. IFTTT sukurta programa, kuri seka internetinę EMG duomenų bazę, ir gauta SMS žinutė apie rekomendaciją pailsėti

Raumenų aktyvumo matavimas ir signalo apdorojimas

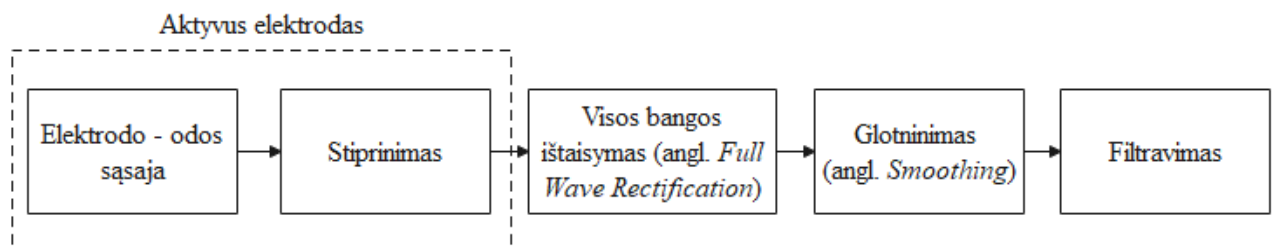
18 paveiksle pateiktas anatomicinis žmogaus raumenų modelis su pažymėta EMG elektrodo uždėjimo vieta ir EMG elektrodas, priklijuotas ant tiriamojo raumens.



18 pav. EMG elektrodo uždėjimo vieta ant tempiamojo šlaunies raumens

Elektrodas klijuojamas ant tempiamojo plačiosios šlaunies fascijos raumens. Šio raumens funkcija įtempti plačiąją šlaunies fasciją, taip pat atitraukti ir pritraukti šlaunį, sukti ją į vidų. Be to, šis raumuo pritvirtina dubenį virš šlaunies. EMG atskaitos (įžeminimo) elektrodas klijuojamas ant kaulinės kūno dalies.

19 paveiksle pateikiama EMG signalo apdorojimo schema. Signalo apdorojimo schema sudaryta pagal Europos rekomendacijas paviršiaus elektromiografijai (SENIAM) ir pagal tarptautinės elektrofiziologijos ir kineziologijos draugijos (ISEK) rekomendacijas [55, 56].



19 pav. Elektromiografijos (EMG) signalo apdorojimo schema

Visos bangos ištaisymas

Pirmajame etape visos neigiamos amplitudės paverčiamos teigiamomis amplitudėmis, neigiami šuoliai „perkeliama“ į teigiamus. Bangos ištaisymas atliekamas paėmus signalo absoliučiąją vertę. Ištaisymo veiksmas būtinas norint gauti EMG signalo formą, kadangi EMG signalas yra beveik nulinis, o greitai virpesiai svyruoja daugiau ar mažiau abiejose nulio pusėse. Taip pat pagrindinis ištaisymo poveikis yra tas, kad kreivei gali būti taikomi standartiniai amplitudės parametrai, tokie kaip vidurkis, didžiausia vertė ir t.t. (neapdoroto EMG vidutinė vertė yra nulis).

Glotninimas

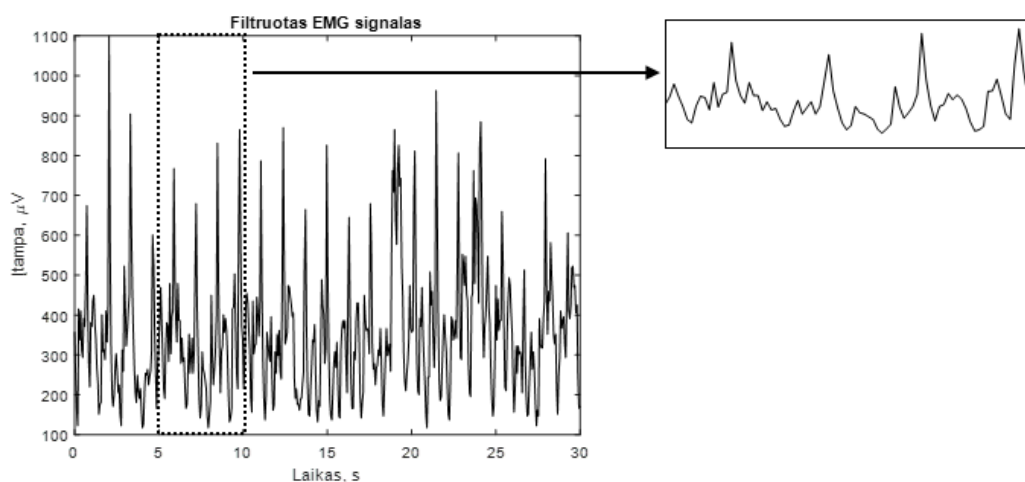
Signalų išlyginimas užtikrina geresnę signalo formą. Glotninimas atliekamas naudojant RMS (angl. *Root Mean Square*) algoritmą. RMS atspindi vidutinę signalo galią ir yra tinkamiausia išlyginimo rekomendacija [57]. Algoritme naudojamas laiko langas, kuris paprastai pasirenkamas nuo 20 ms (greiti judesiai, pavyzdžiui, šuolis, refleksų tyrimai) iki 500 ms (lėta arba statinė veikla). Vertė, kuri gerai veikia daugeliu sąlygų, yra nuo 50 iki 100 ms. Kuo didesnis laiko langas pasirinktas, tuo didesnė fazės poslinkio rizika, kai signalas didėja.

Filtravimas

Signalų filtravimui naudojamas ribotos impulso trukmės (angl. *Finite Impulse Response*) juostinis filtras su Hamming'o langu. Pralaidumo juosta nuo 10 Hz iki 500 Hz, mokslinės tyrimų rekomendacijos (SENIAM, ISEK) neigia bet kokią siauresnės juostos nustatymą. Šis filtras pašalina aukšto dažnio triukšmą ir apsaugo nuo signalų persidengimo.

Pastaba: į elektrokardiogramos artefaktus neatsižvelgiama, kadangi kojos raumens signalui jie nedaro išvelgiamos įtakos.

20 paveiksle pateiktas 30 sekundžių trukmės apdorotas EMG signalas.



20 pav. Filtruotas tempiamojo šlaunies raumens elektromiografijos signalas (kairėje) ir 5 sekundžių trukmės išskirtas signalas (dešinėje)

Signalas užfiksuotas tiriamajam einant bėgimo takeliu 5 km/h greičiu. EMG fiksavimo greitis 0.01 ms.

2.3. Eisenos tyrimų metodika

Netinkamas protezo ir galūnės suderinimas gali sukelti sunkias traumas, tokias kaip odos sužalojimai, nepažeistos kojos pažeidimai, apatinės nugaros dalies skausmai, pečių ir kaklo sužalojimai. Konkretus priėmiklio dizainas gali padėti įveikti biomechanines problemas, kurias sukelia amputacija. Tačiau jiems įtakos turi protezo komponentai ir jų išsidėstymas, netinkamas protezas gali padidinti energijos suvartojimo sąnaudas, netinkamai suaktyvinti raumenis ir, galiausiai, sumažinti eisenos simetriją.

Tiriamasis

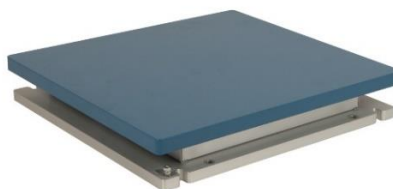
Vienas suaugęs žmogus su amputuota galūne (vyriškos lyties, amžius 32, ūgis 186 cm, svoris 94 kg) savanoriškai dalyvavo tyrime. Tyrimas buvo atliktas laikantis Kauno technologijos universiteto mokslinių tyrimų etikos standartų, taip pat asmuo buvo supažindintas su tyrimo protokolu ir pasirašė informuoto sutikimo formą su išsamiu tyrimo aprašymu.

Tyrimo procedūra ir įranga

Tiriamąjį buvo prašoma eiti tiesiai šešis metrus patogiu pasirinktu greičiu. Ėjimas kartojamas 6 kartus su kiekvienu protezu, darant 1–2 minučių pertraukas tarp ėjimų. Atlikus vieną tyrimą, tiriamasis turėjo pasikeisti protezą į kitos rūšies ir vėl pakartoti eiseną. Iš viso atlikti trys eisenos tyrimai su trimis skirtingais protezais: valdomas mikroprocesoriumi, mechaniškai valdomas (1), mechaniškai valdomas (2). Protezai buvo keičiami, kadangi išsikeltas tikslas – įvertinti kaip tam tikras protezas daro įtaką eisenos parametrų.

Eisenos parametrų išmatavimui ir įvertinimui naudojami judesio analizės, dar vadinama Motion Capture ar MoCap sistema su gylio (3D) kameromis ir standartine filmavimo kamera. Kinematiniai duomenys buvo gauti naudojant judesio analizės sistemą „Qualisys™“ (Qualisys AB, Geteborgas, Švedija) ir 12 didelio greičio (dažnio) skaitmeninių 3D kamerų „Oqus 7“ (300 Hz). „Qualisys“ kaip pirmaujanti tikslaus judesio fiksavimo ir 3D padėties stebėjimo sistemos tiekėja buvo pasirinkta dėl aukščiausios kokybės optinio judesių fiksavimo ir didelio lankstumo pritaikant sistemą skirtingoms sritims.

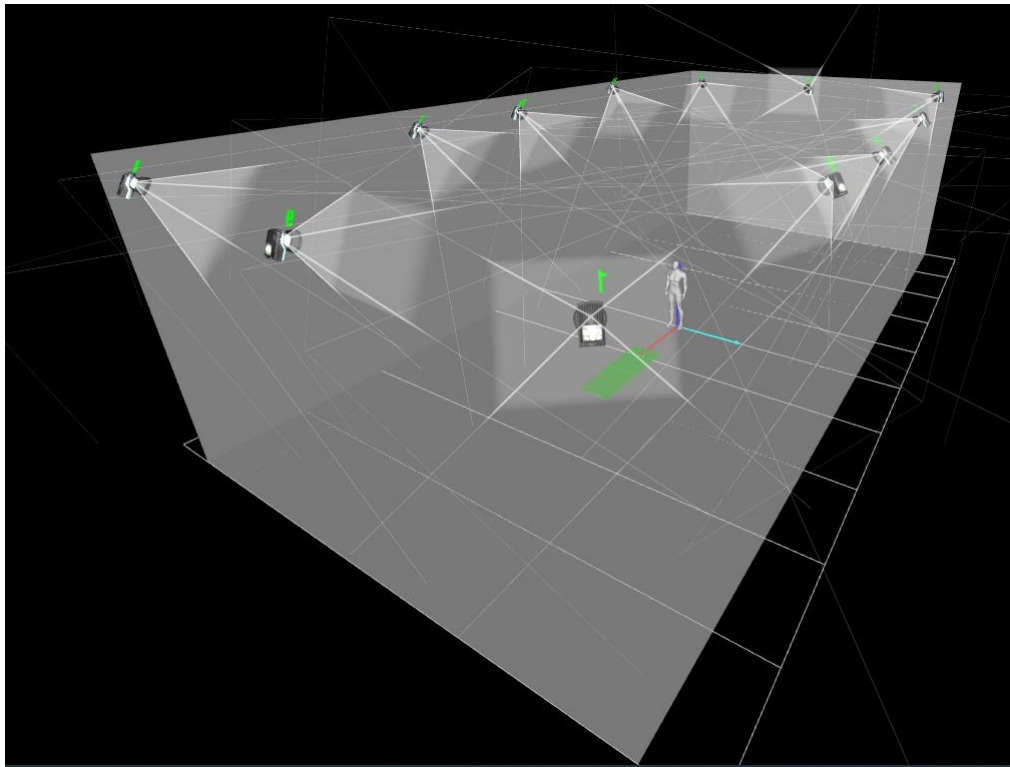
Siekiant tiksliausiai įvertinti žmogaus eiseną, tyrime naudojamos dvi jėgos plokštės (AMTI, USA) 400 x 600 dydžio, skirtos matuoti reakcijos jėgas ir momentus, susijusius su žmogaus judėjimu. Jėgos plokštė pavaizduota 21 paveiksle.



21 pav. „AMTI“ jėgos plokštė [58]

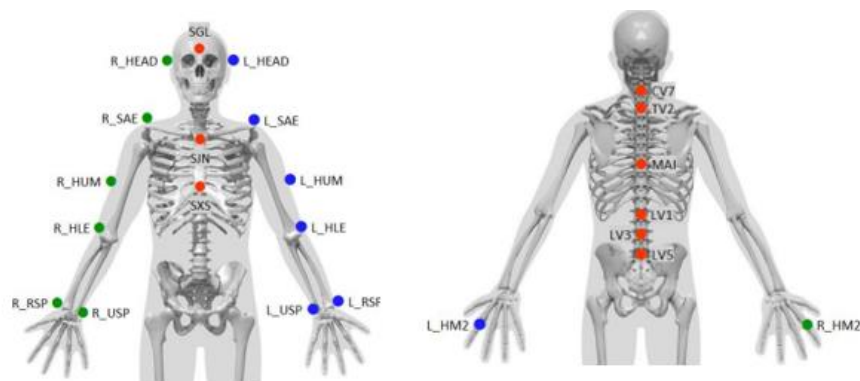
Naudojant jėgos plokštes, jėga gali būti užfiksuota kartu su judesio fiksavimo sistema ir valdoma iš QTM programinės įrangos.

22 paveiksle sumodeliuotas laboratorijos dizainas, kuriame matomas kamerų ir jėgos platformų išdėstymas. Tokio dizaino laboratorijoje buvo surinkti duomenys.

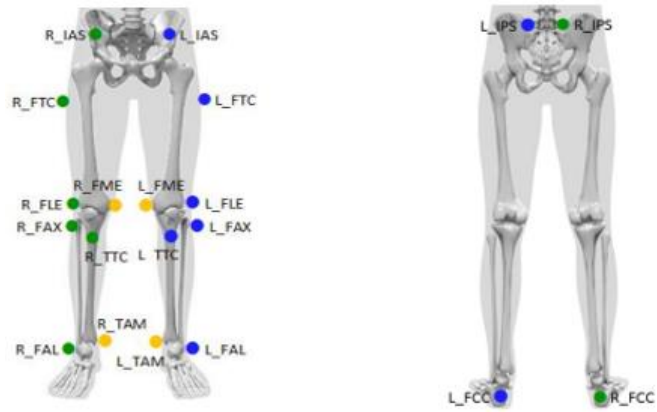


22 pav. Laboratorijos kamerų ir jėgos plokščių išdėstymo dizainas

Surinkti duomenys apdorojami naudojant specialią programinę įrangą „Qualisys Track Manager“ (QTM), su kuria matavimų rezultatų pagrindu automatiškai arba pusiau rankiniu būdu sudaromas supaprastintas judančio objekto modelis, galima atlikti sudėtingesnę analizę – apskaičiuoti sąnarių kampų kitimo, kūno segmentų judėjimo dėsnius, jėgų, veikiančių sąnariuose, kitimą ir pan. Analizės sistemos užfiksuoja infraraudonuosius spindulius atspindinčių žymeklių, pritvirtintų prie tiriamojo kūno (žr. 23, 24 pav.). Žymekliai tvirtinami ant anatomiškai svarbių kūno vietų pagal dažniausiai eisenos tyrimų metu taikomas „Rizzoli“ ortopedijos instituto rekomendacijas [59].

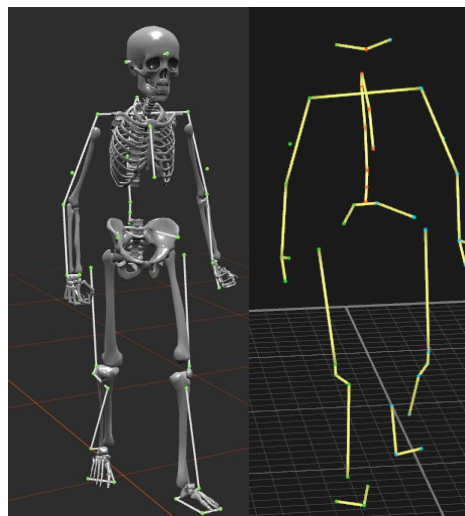


23 pav. Žymeklių pozicijos, viršutinė kūno dalis [59]



24 pav. Žymeklių pozicijos, apatinė kūno dalis [59]

Programinės įrangos sudaryti skeleto modeliai matomi 25 paveiksle.



25 pav. Tiriomojo skeleto modeliai

Tiriamasis su pritvirtintais ant kūno žymekliais, atliekantis eisenos tyrimą, matomas 26 paveiksle.

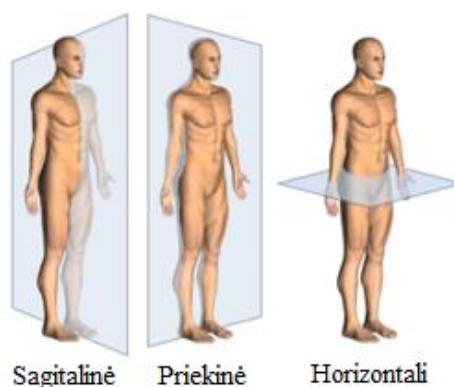


26 pav. Tiriamasis su pritvirtintais ant kūno žymekliais

Eisenos tyrimo kinematiniai rezultatai pateikiami trijose plokštumose:

- sagitalinėje – plokštuma dalija kūną į kairę ir dešinę. Judesiai šioje plokštumoje yra lenkimo ir tiesimo, aukštyn ir žemyn;
- priekinėje – plokštuma dalija kūną į priekį ir galą. Judesiai šioje plokštumoje yra šoniniai judesiai, tokie kaip galūnių pritraukimas ir atitraukimas;
- horizontalioje – plokštuma dalija kūną į viršų ir apačią. Judesiai šioje plokštumoje yra rotacinio pobūdžio, tokie kaip vidinis ir išorinis sukimtas.

Žmogaus anatominės plokštumos parodytos 27 paveiksle.



27 pav. Žmogaus kūno plokštumos [61]

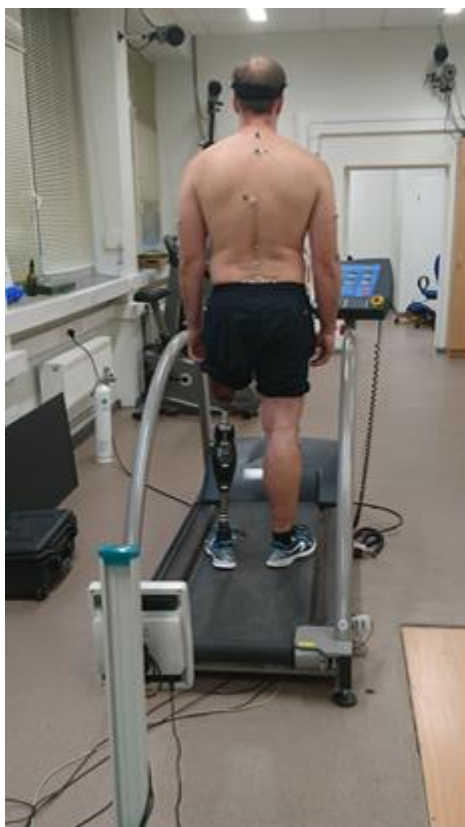
Papildoma eisenos analizė atlikta su „Rehawalk HP Cosmos“ (h/p/cosmos sporsts & medical gmbh, Vokietija) bėgtakiu ir „Zebris FDM-T“ (zebris Medical GmbH, Vokietija) sistema (žr. 28 pav.).



28 pav. Bėgimo takelis su slėgio jutikliais [60]

Sistemoje yra integruota slėgio jutiklių matrica su individualiai kalibruotais talpiniais jutikliais, jutiklių fiksavimo dažnis 120 Hz.

Tiriamasis ant bėgimo takelio matomas 29 paveiksle.



29 pav. Tiriamasis ant bėgimo takelio

Papildoma eisenos analizė atliekama siekiant įvertinti kūno masės centrą, pusiausvyrą ir pėdų apkrovos dydį.

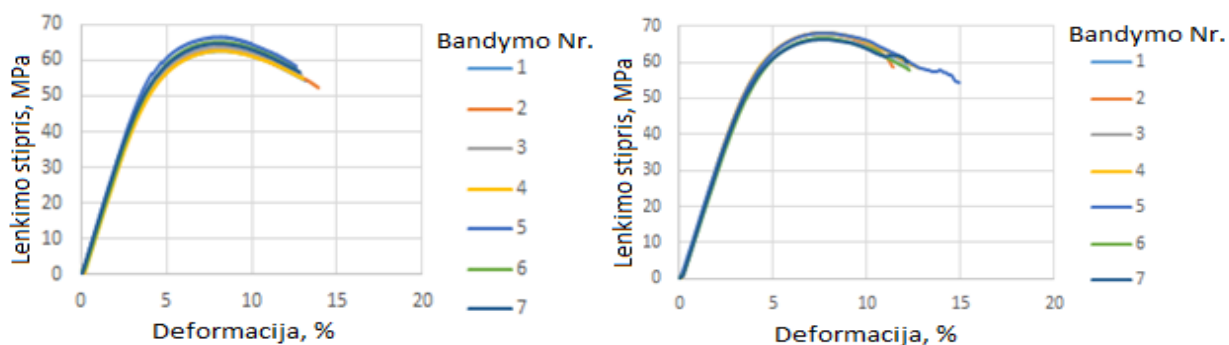
3. Rezultatai

Šiame skyriuje pateikiami gauti medžiagų mechaninių charakteristikų ir žmogaus eisenos analizės rezultatai, naudojant 2 skyriuje aprašytus metodus.

3.1. Protezo priėmiklio medžiagų mechaninės charakteristikos

Medžiagos lenkimo tyrimas

Atlikti septyni lenkimo bandymai x ašyje su protezo priėmiklio gamybai naudojama PA2200 medžiaga, pagaminta iš 100 % naujų miltelių ir iš 100 % dvigubai panaudotų miltelių. PA2200 bandinių lenkimo įtempimų kreivės x ašyje, parodytos 30 paveiksle.



30 pav. PA2200 lenkimo bandymas x ašyje, naudojant 100 % naujus miltelius (kairėje) ir 100 % miltelius, naudotus antrą kartą (dešinėje)

Atliekant lenkimo bandymus, lenkimo įtempis yra didžiausias bandinio centre (didžiausias įlinkis). Nuo centrinio slėgio taško lenkimo momentas mažėja tiesiškai į abi puses link šoninių atramų. Medžiaga patiria spaudimą vidinėje pusėje ir įtempimą išorinėje pusėje. Gauti rezultatai pateikiami lentelėse žemiau.

3 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš 100 % naujų miltelių, lenkimo rezultatai

Bandymo Nr.	Lenkimo stipris, MPa	Maksimali lenkimo jėga, N	Lenkimo modulis, MPa
1	62.7	125.5	1473.3
2	63.4	122.0	1447.4
3	63.6	127.6	1527.5
4	62.8	126.5	1501.6
5	66.5	122.5	1578.2
6	64.9	119.6	1410.3
7	64.5	127.0	1535.3
Vid. ± SN	64.06 ± 1.35	124.39 ± 3.03	1496.23 ± 57.08
PI 95 %	[63.1, 65.1]	[122, 126]	[1460, 1540]

4 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš antrą kartą panaudotų miltelių, lenkimo rezultatai

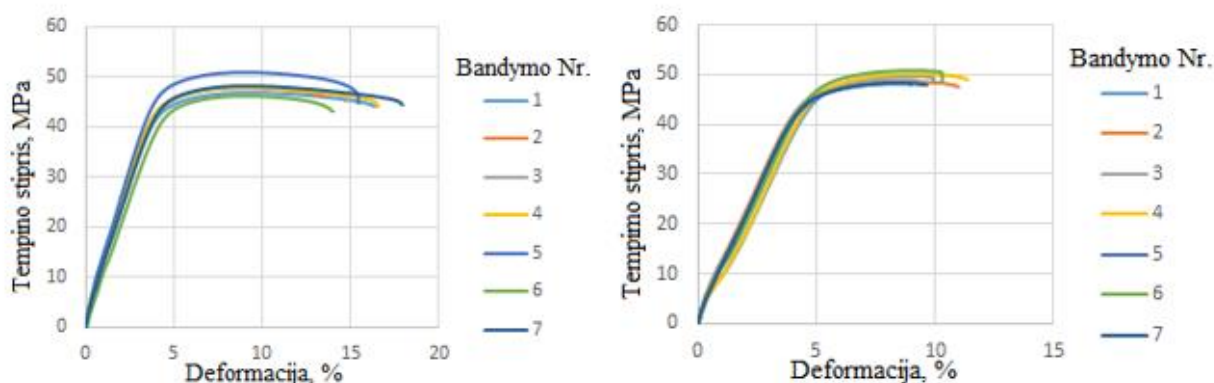
Bandymo Nr.	Lenkimo stipris, MPa	Maksimali lenkimo jėga, N	Lenkimo modulis, MPa
1	64.9	117.1	1381.6
2	66.2	118.2	1512.9
3	66.1	121.4	1626.7
4	64.2	126.7	1629.1
5	65.1	133.1	1593.0
6	66.7	123.6	1549.6
7	66.4	117.5	1603.1
Vid. ± SN	65.6 ± 0.93	122.51 ± 5.85	1556.57 ± 87.79
PI 95 %	[64.9, 66.3]	[119, 127]	[1500, 1630]

Norėdami nustatyti, ar skirtumas tarp dviejų vidurkių yra statistiškai reikšmingas, analitikai dažnai lygina tų grupių pasikliautinuosius intervalus. Jei šie intervalai sutampa, jie daro išvadą, kad skirtumas tarp grupių nėra statistiškai reikšmingas. Jei persidengimo nėra, skirtumas yra reikšmingas. Nors ir šie intervalai persidengia, skirtumas tarp grupių vis tiek gali būti reikšmingas, todėl skaičiuojama p vertė, α lygis pasirenkamas 0.05.

Lenkimo stiprio atveju $p > \alpha$, $p = 0.069$. Maksimalios lenkimo jėgos atveju $p > \alpha$, $p = 0.89$. Lenkimo modulio atveju $p > \alpha$, $p = 0.12$. Žvelgiant į rezultatus galima daryti išvadą, kad lenkimo atveju vidurkių skirtumas tarp medžiagos, pagamintos iš naujų ir iš antrą kartą naudotų miltelių, nėra pakankamai didelis, kad būtų statistiškai reikšmingas.

Medžiagos tempimo tyrimas

Atlikti septyni tempimo bandymai y ašyje su protezo priėmiklio gamybai naudojama PA2200 medžiaga, pagaminta iš 100 % naujų miltelių ir iš 100 % dvigubai panaudotų miltelių. PA2200 bandinių tempimo įtempimų kreivės y ašyje, parodytos 31 paveiksle.



31 pav. PA2200 tempimo bandymas y ašyje naudojant 100 % naujus miltelius (kairėje) ir 100 % miltelius naudotus antrą kartą (dešinėje)

Paveiksle matomos 7 kreivės, kurios atspindi tempimo tyrimo bandymo numerius. Medžiaga tempiama tol, kol sutrūksta. Gauti rezultatai pateikiami lentelėse žemiau.

5 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš 100 % naujų miltelių, tempimo rezultatai

Bandymo Nr.	Stiprumo riba tempiant, MPa	Maksimali tempimo jėga, N
1	47.0	2102
2	48.0	2093
3	47.8	2084
4	47.9	2068
5	51.1	2088
6	46.3	2101
7	48.2	2103
Vid. ± SN	48.04 ± 1.45	2091.28 ± 12.62
PI 95 %	[47, 49.1]	[2080, 2100]

6 lentelė. Medžiagų, pagamintų iš antrą kartą panaudotų miltelių, tempimo rezultatai

Bandymo Nr.	Stiprumo riba tempiant, MPa	Maksimali tempimo jėga, N
1	49.6	2153
2	48.6	2128
3	49.0	2058
4	50.3	2139
5	48.2	2053
6	51.0	2263
7	48.3	2133
Vid. ± SN	49.28 ± 1.06	2097.14 ± 69.98
PI 95 %	[48.6, 50]	[2050, 2150]

Iš rezultatų matyti, kad pasikliautiniai intervalai persikloja, todėl galima numanyti, kad statistiškai reikšmingo skirtumo tarp grupių nėra, tačiau siekiant sumažinti klaidos tikimybę, taip pat skaičiuojama p vertė, α lygis pasirenkamas 0.05.

Stiprumo ribos atveju $p > \alpha$, $p = 0.09$. Maksimalios tempimo jėgos atveju $p > \alpha$, $p = 0.83$. Žvelgiant į rezultatus galima daryti išvadą, kad tempimo atveju vidurkių skirtumas tarp medžiagos, pagamintos iš naujų ir iš antrą kartą naudotų miltelių, nėra pakankamai didelis, kad būtų statistiškai reikšmingas.

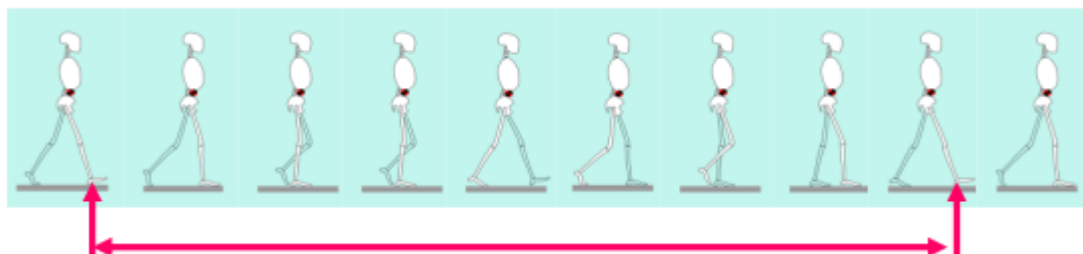
3.2. Eisenos biomechaninių tyrimų rezultatai

Pateiktuose paveiksluose pilka juosta reiškia ± 1 standartinį nuokrypį nuo vidutinės norminės vertės, kurią sudaro kontrolinė grupė iš 18 suaugusių žmonių (10 vyrų, 8 moterų). Vertikali linija žymi įvykį, kai kairė arba dešinė koja buvo perkeliama (pirštai palietė žemę prieš kojos perkėlimą). Raudona kreivė žymi kairiąją koja (su protezu), mėlyna – dešiniąją.

Parametrams, susijusiems su kairiąja kūno puse, naudojamas kairysis eisenos ciklas. Atitinkamai, dešinysis eisenos ciklas, susijęs su dešine kūno puse.

Tyrimo rezultatai atskleidžia, kuris protezas labiausiai blogina eiseną ir kokios rekomendacijos turėtų būti pateikiamos ortopedams-technologams.

Pateiktuose grafikuose laiko intervalą (x ašį) apibrėžia vienas pilnas žingsnis (kairės kojos žingsnis + dešinės kojos žingsnis), normalizuotas pagal laiką nuo 0 iki 100 % (žr. 32 pav.).



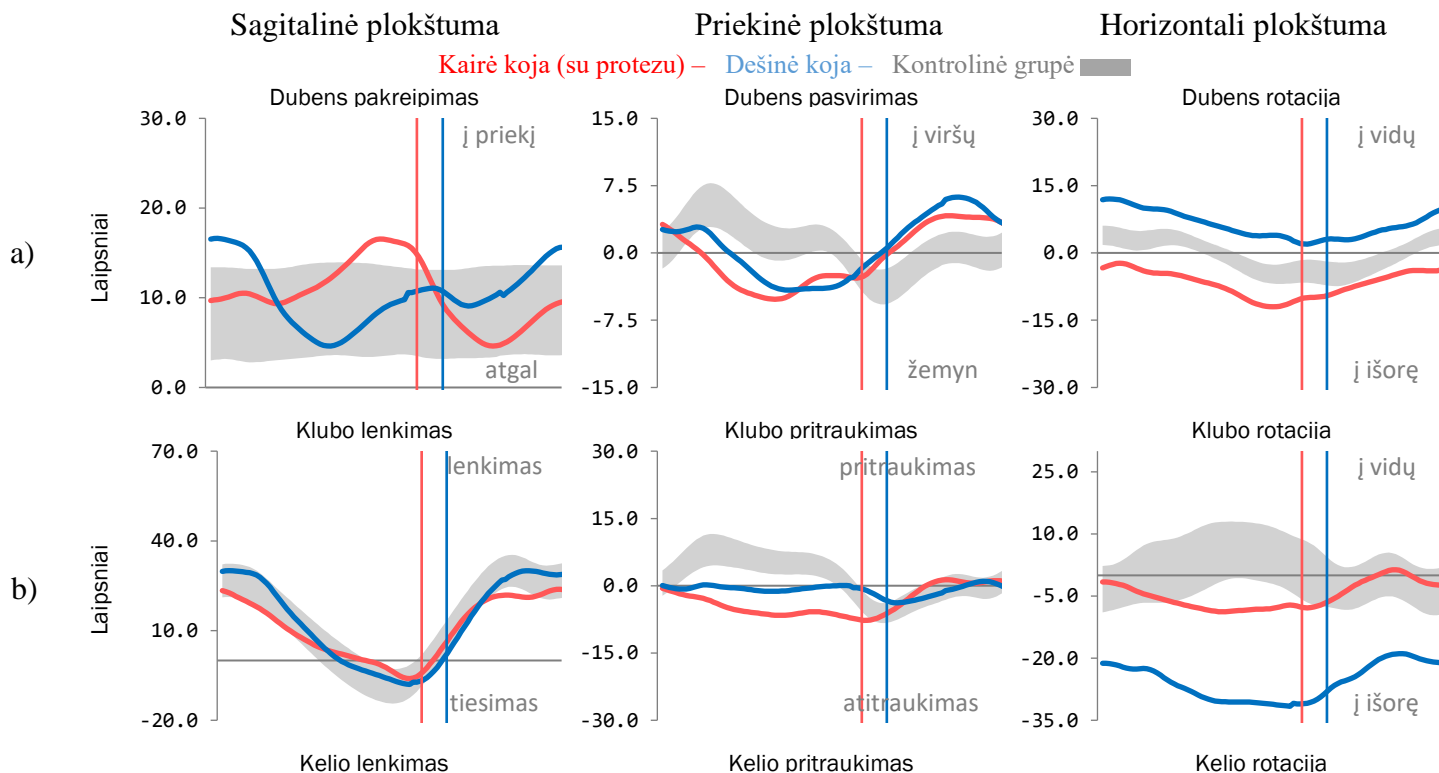
32 pav. Pilnas žingsnis nuo 0 iki 100 % [61]

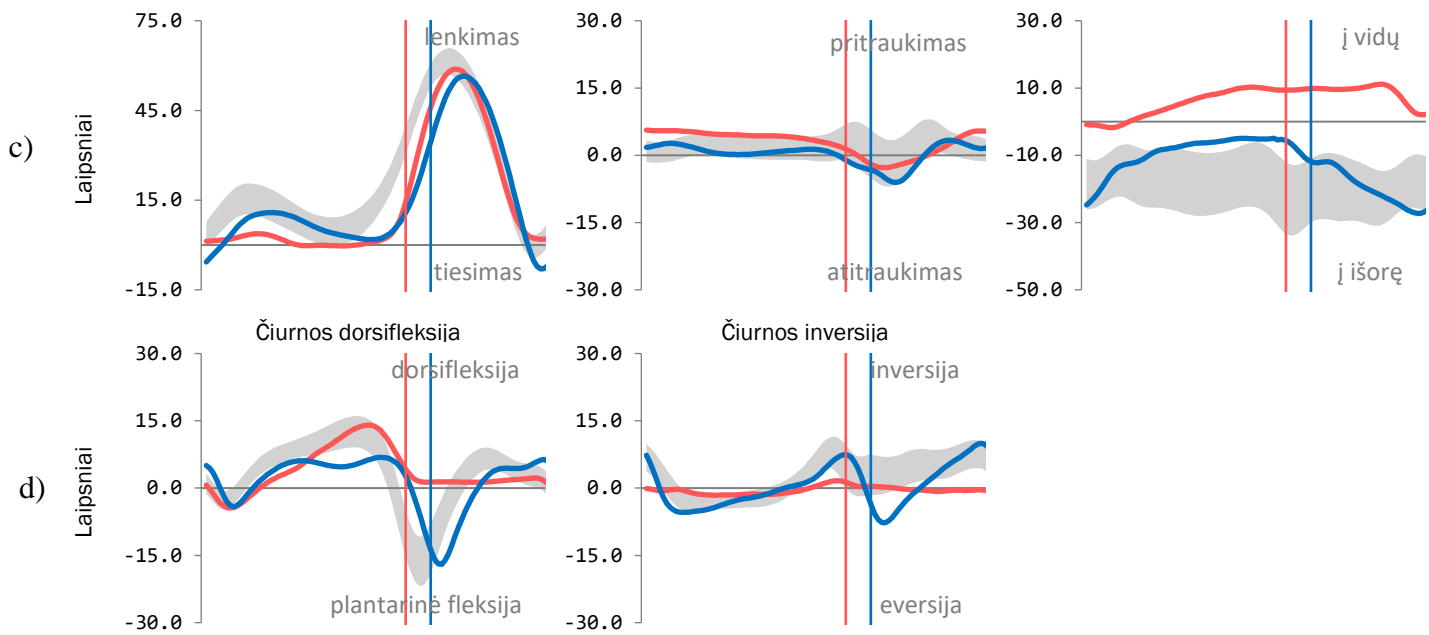
3.2.1. Paciento su mikroprocesoriniu šlaunies protezu eisenos tyrimas

Šiame skyrelyje pateikiami paciento su mikroprocesoriumi valdomu šlaunies protezu eisenos parametrai.

Apatinės kūno dalies kinematika

33 paveiksle pateikti apatinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).





33 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mikroprocesoriumi valdomu protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d)

Dubens kinematika

Vidutinis priekinio ir užpakalinio dubens pasvirimo diapazonas yra atitinkamai $13 \pm 4.9^\circ$ ir $8.9 \pm 4.5^\circ$. Iš dubens kinematinų rezultatų matoma, kad dubuo pakrypęs nuo vidutinės vertės į priekį per 3.53° , tiek žengiant dešine, tiek kaire kojomis. Toks pakrypimas lemia stuburo kreivėjimą, dubens priekyje ir šlaunyse būna įsitempę raumenys, o nugaroje esantys tampa silpni.

Iš dubens pasvirimo grafiko matoma, kad kairės ir dešinės kojos ilgiai vienodi, tačiau dubuo pasviręs į kairę pusę 5° , tai dažniausiai pasireiškia dėl sumažėjusio fizinio aktyvumo, netinkamo sėdėjimo.

Iš dubens rotacijos grafiko matoma, kad dešinė dubens pusė pasisukus į vidų nuo klubo sąnario 6° (pėda tolsta nuo kūno), kairė dubens pusė pasisukus į išorę 6° . Prastas vidinis sukimasis sukelia stiprius apatinės nugaros dalies skausmus, kelio traumas ir pan.

Klubo kinematika

Iš klubo lenkimo grafiko matoma, kad tiek lenkimas, tiek tiesimas atitinka norminę vertę. Tai svarbu, kadangi šis klubo judėjimas susijęs su daugeliu kasdieninių veiklų, tokių kaip pakilimas nuo kėdės, lipimas laiptais ir vaikščiojimas.

Iš klubo pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad kairės ir dešinės pusės klubas nėra pilnai pritraukiamas prie kūno vidurio linijos (kairės pusės rezultatas blogesnis). Dėl šios priežasties gali atsirasti klubų ir kelių skausmai.

Kairės kojos atramos metu, dešinės pusės klubo rotacija į išorę padidėja 35° nuo norminės vertės, o kairės pusės 8° . Nepakankamas klubo vidinis sukimasis gali sukelti eisenos problemų. Pavyzdžiui, keliai arba pėdų padai gali pasisukti į vidų. Kai kitos apatinės kūno dalys kompensuoja nepakankamą klubo vidinį sukimąsi, gali padidėti susižalojimo rizika.

Kelio kinematika

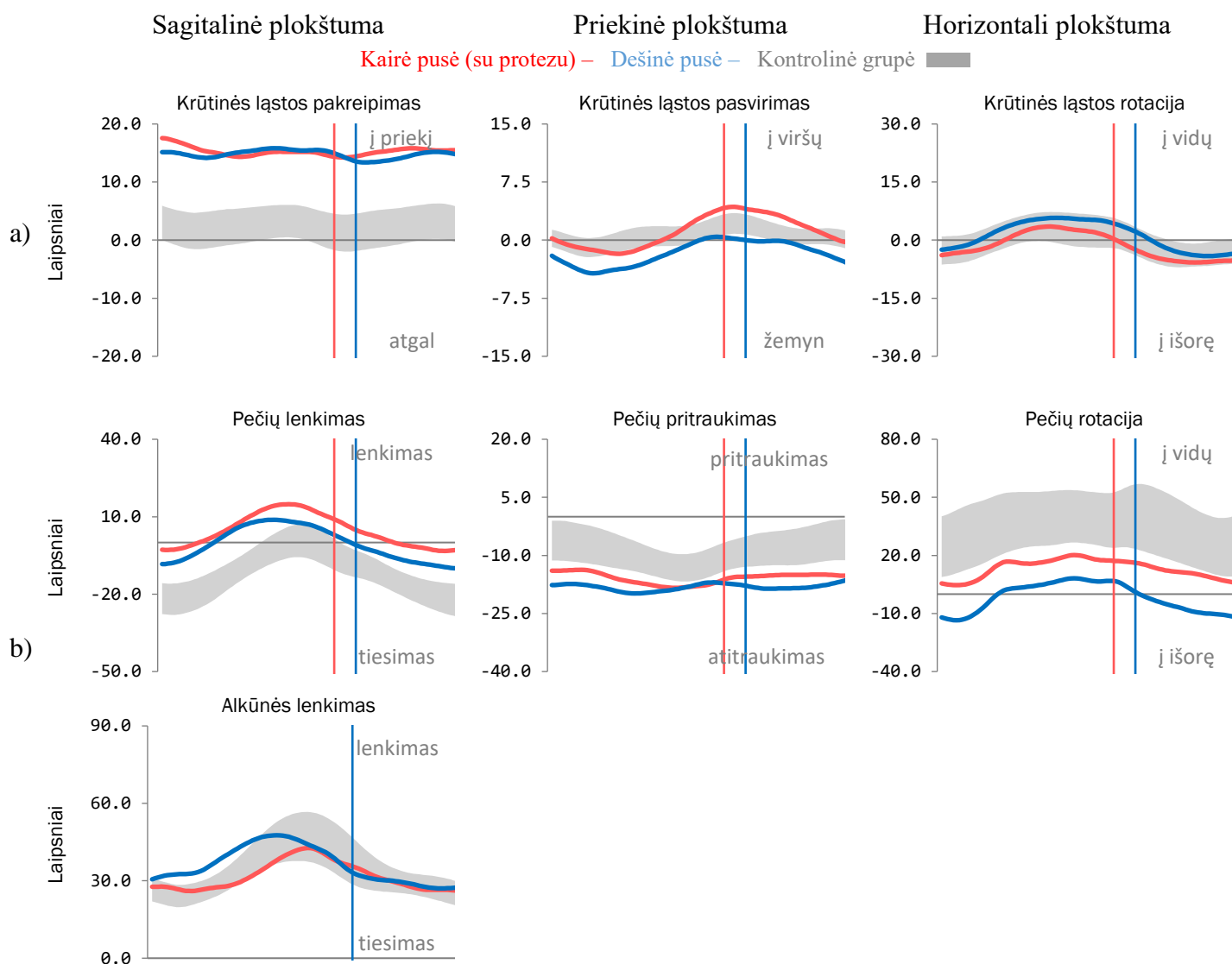
Iš kelio kinematikos grafikų matoma, kad mikroprocesorinis protezas atlieka savo užduotis ir kelio lenkimas / tiesimas bei pritraukimas / atitraukimas išlieka normaliose ribose. Tačiau kairės kojos kelio rotacija į vidų padidėjusi 10° , todėl matoma, kad ši rotacija kompensuojama per klubo rotaciją.

Čiurnos kinematika

Dešinės čiurnos dorsifleksija sumažėjusi, o kairės čiurnos plantarinės fleksijos nėra, šie judesiai reikalingi gerai laikysenai einant ir stovint užtikrinti. Taip pat, kairės kojos perkėlimo metu, čiurnos kairės kojos inversija sumažėjusi 4° .

Viršutinės kūno dalies kinematika

34 paveiksle pateikti viršutinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).



34 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mikroprocesoriumi valdomu protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b)

Krūtinės kinematika

Krūtininė ląsta pakrypusi į priekį 12° , tai lemia netaisyklingą laikyseną. Kairės pusės krūtininė dalis 4° aukščiau už dešiniąją. Krūtinės ląstos rotacija išlikusi normos ribose.









Rankų kinematika

Pečių lenkimas einant padidėjęs 8° , o tiesimo nėra, vadinasi, einant tiriamasis mosikuoja rankomis į priekį, tačiau jos grįžta tik iki pradinės padėties (liemens), tai pasunkina ėjimą ir sunaudojama daugiau energijos. Rankos laikomos atitrauktos nuo kūno, tačiau tai didelio poveikio nesukelia. Pečiai pasisukę į išorę, vidinis peties sukimosi praradimas gali būti dėl daugelio veiksnių, tokių kaip ribotas raumenų lankstumas, per didelis įtempimas sąnariuose arba blogas pečių komplekso išsidėstymas (pvz., prasta laikysena ir raumenų disbalansas).

Iš alkūnės lenkimo grafiko matoma, kad dešinė ranka lenkiama daugiau už kairiąją, tačiau tai žymaus poveikio eisenai nedaro.

Lentelėje žemiau pateikiamos erdvinės ir laikinės eisenos charakteristikos.

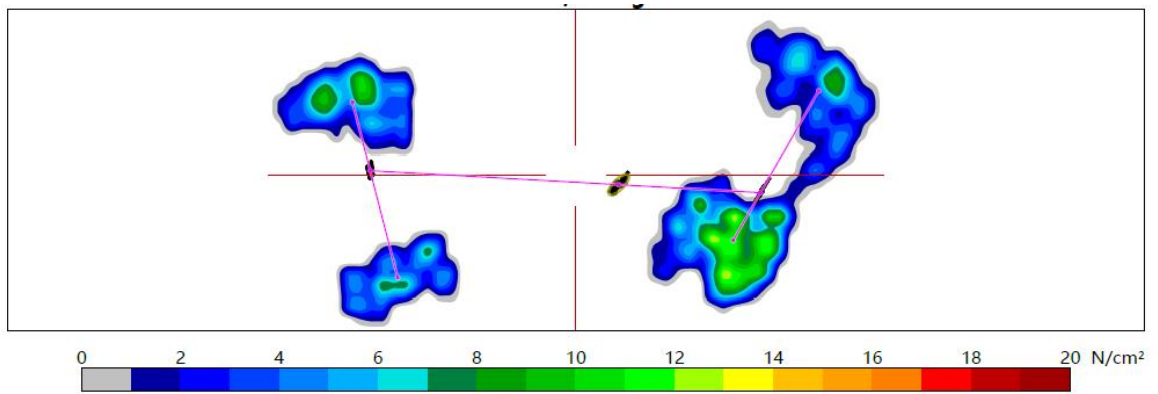
7 lentelė. Eisenos parametrai (mikroprocesoriumi valdomas šlaunies protezas)

Parametras	Vienetai	Koja	Vid. \pm SN	Paklaidos stulpelis
Žingsnio ilgis	M		1.29 ± 0.05	
Žingsnio plotis	M		0.15 ± 0.02	
Vieno žingsnio ilgis	M	Kairė Dešinė	0.63 ± 0.04 0.66 ± 0.03	
Žingsnio laikas	S	Kairė Dešinė	0.69 ± 0 0.61 ± 0.03	
Atramos fazės laikas	% Eisenos ciklas	Kairė Dešinė	59.84 ± 0.44 67.19 ± 1.10	
Dviejų kojų atramos laikas	S	Kairė Dešinė	0.18 ± 0.00 0.16 ± 0.01	
Ritmas (<i>angl. cadence</i>)	min^{-1}		95 ± 7.54	
Greitis	ms^{-1}		1.00 ± 0.02	

Žvelgiant į lentelę, galime nustatyti eisenos asimetriją. Matoma, kad kairės kojos žingsnis 3 cm trumpesnis nei dešinės, taip pat kairės kojos žingsnio laikas ilgesnis. Kairė koja atramos fazėje praleidžia trumpesnį laiką, taip yra dėl to, kad pacientas jaučia, jog kairės kojos atrama yra silpna.

Pusiausvyra

Tiriamąjį statinė padėtis ant bėgtakio, kuriame integruota slėgio platforma, matoma 35 paveiksle.



35 pav. Tiriomojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)

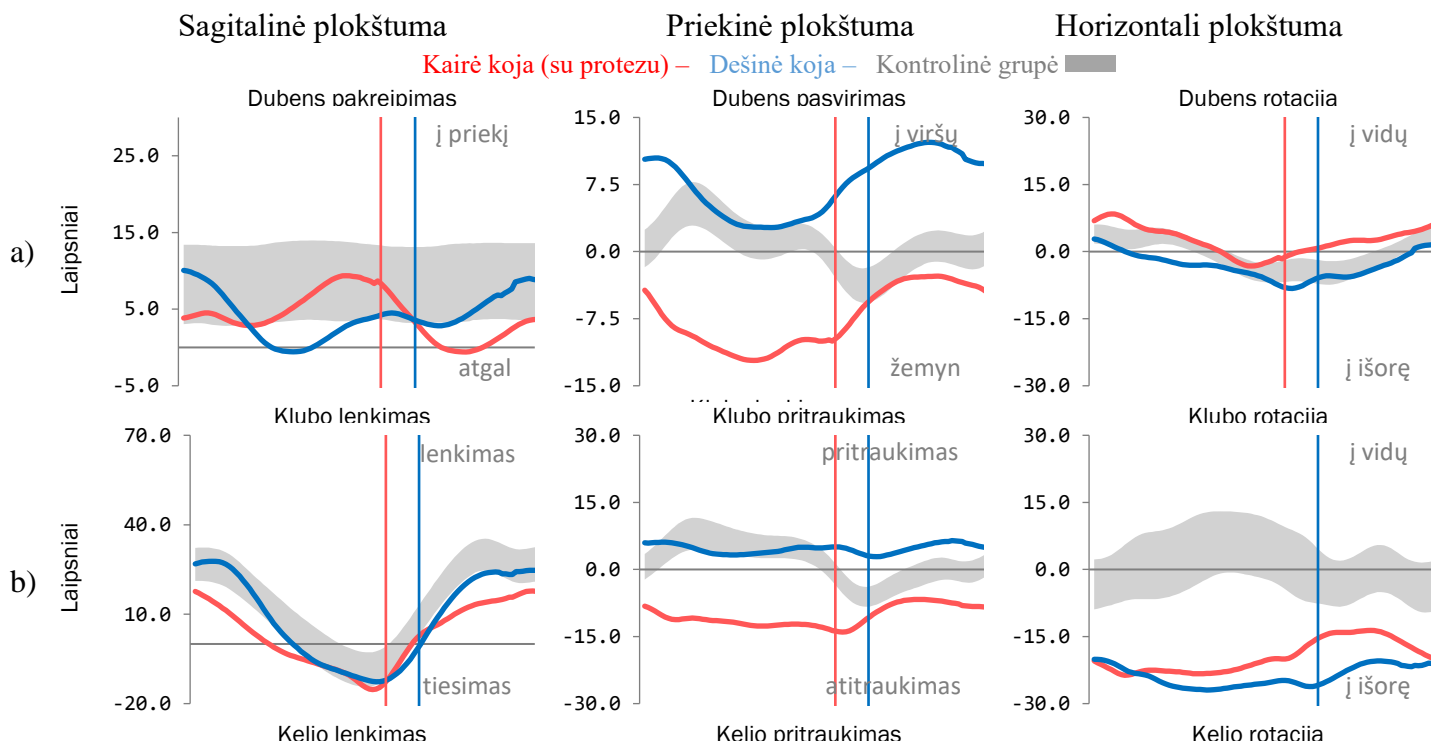
Iš paveikslo galima pasakyti, kad tiriamojo kairės kojos pėdos galinė dalis turi mažesnę apkrovą nei priekinę. Kairės kojos pėdos priekio apkrova 250 N, galo 190 N. Dešinės kojos priekio 260 N, galo 400 N. Kūno masės centras pakrypęs į dešinę pusę, matomas nedidelis asimetrinis apkrovos pasiskirstymas. Taip pat, statinės padėties stabilumas užtikrinamas, kadangi kūno vidurio linijos svyravimas sagitalinėje plokštumoje nėra išsibarstęs.

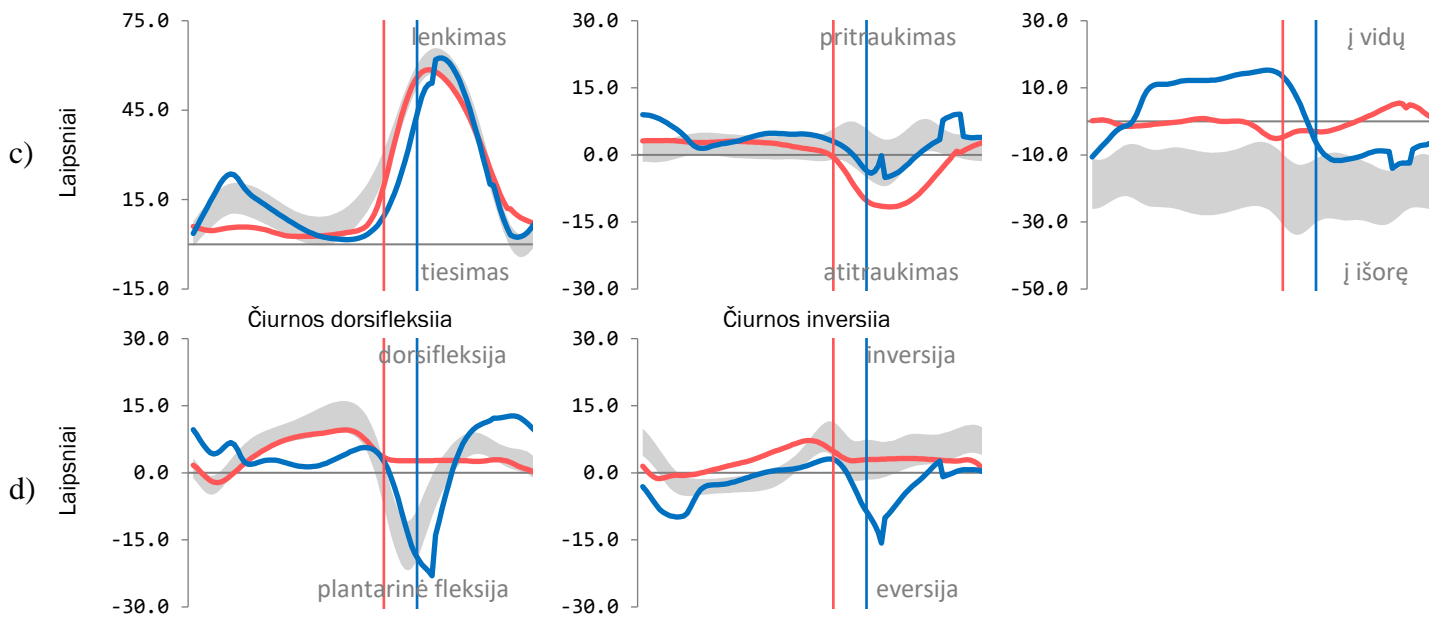
3.2.2. Paciento su mechaniniu (1) šlaunies protezu eisenos tyrimas

Šiame skyrelyje pateikiami paciento su mechanškai (1) valdomu šlaunies protezu eisenos parametrai.

Apatinės kūno dalies kinematika

36 paveiksle pateikti apatinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).





36 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (1) protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d)

Dubens kinematika

Iš dubens kinematinųjų rezultatų matoma, kad dubuo pakrypęs atgal, skirtumas nuo norminių duomenų 3° tiek žengiant dešine, tiek kaire kojomis. Toks pakrypimas lemia stuburo kreivėjimą ir veikia priešingai nei pakrypimas į priekį (sumažina įprastą apatinės nugaros dalies stuburo kreivę).

Iš dubens pasvirimo grafiko matoma, kad kairės kojos ilgis trumpesnis negu sveikos dešinės kojos, dubuo pakrypęs į kairę pusę (kairės kojos atramos metu) 12° . Tai lemia nugaros skausmą, asimetrinę eiseną ir sunkumą vaikščioti.

Iš dubens rotacijos grafiko matoma, kad kairė dubens pusė pasisukus į vidų nuo klubo sąnario 2° (pėda tolsta nuo kūno), dešinė dubens pusė išlikusi normos ribose.

Klubo kinematika

Iš klubo lenkimo grafiko matoma, kad kairės pusės klubo raumuo sulenkiamas mažiau, skirtumas nuo norminių duomenų 10° . Sėdėjimas ilgai arba visą dieną sutrumpina ir įtempia šiuos klubų raumenis, todėl lenkimo kampas sumažėja.

Iš klubo pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad kairės pusės klubas nėra pilnai pritraukiamas prie kūno vidurio linijos (dešinės kojos atramos metu), matomas 15° klubo nepritraukimas priekinėje plokštumoje. Kairės kojos atramos metu dešinys klubas pritraukiamas per daug. Dėl šios priežasties gali atsirasti klubų ir kelių skausmai.

Iš klubo rotacijos grafiko matoma, kad dešinės kojos atramos metu dešinės ir kairės pusės klubo rotacija į išorę pasisukusi atitinkamai 26° ir 23° nuo normines vertės. Kairės kojos atramos metu šiek tiek mažiau – dešinė pusė 20° , kairė 12° . Nepakankamas klubo vidinis sukimasis gali sukelti eisenos problemų. Pavyzdžiui, keliai arba pėdų padai gali pasisukti į vidų. Kai kitos apatinės kūno dalys kompensuoja nepakankamą klubo vidinį sukimąsi, gali padidėti susižalojimo ir nukritimo rizika.

Kelio kinematika

Iš kelio kinematikos grafikų matoma, kad mechaninis (1) protezas atlieka savo užduotis ir kelio lenkimas / tiesimas išlieka normaliose ribose.

Iš pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad kairė koja pilnai nepritraukiama į kūno vidurio linija, trūkumas 11° .

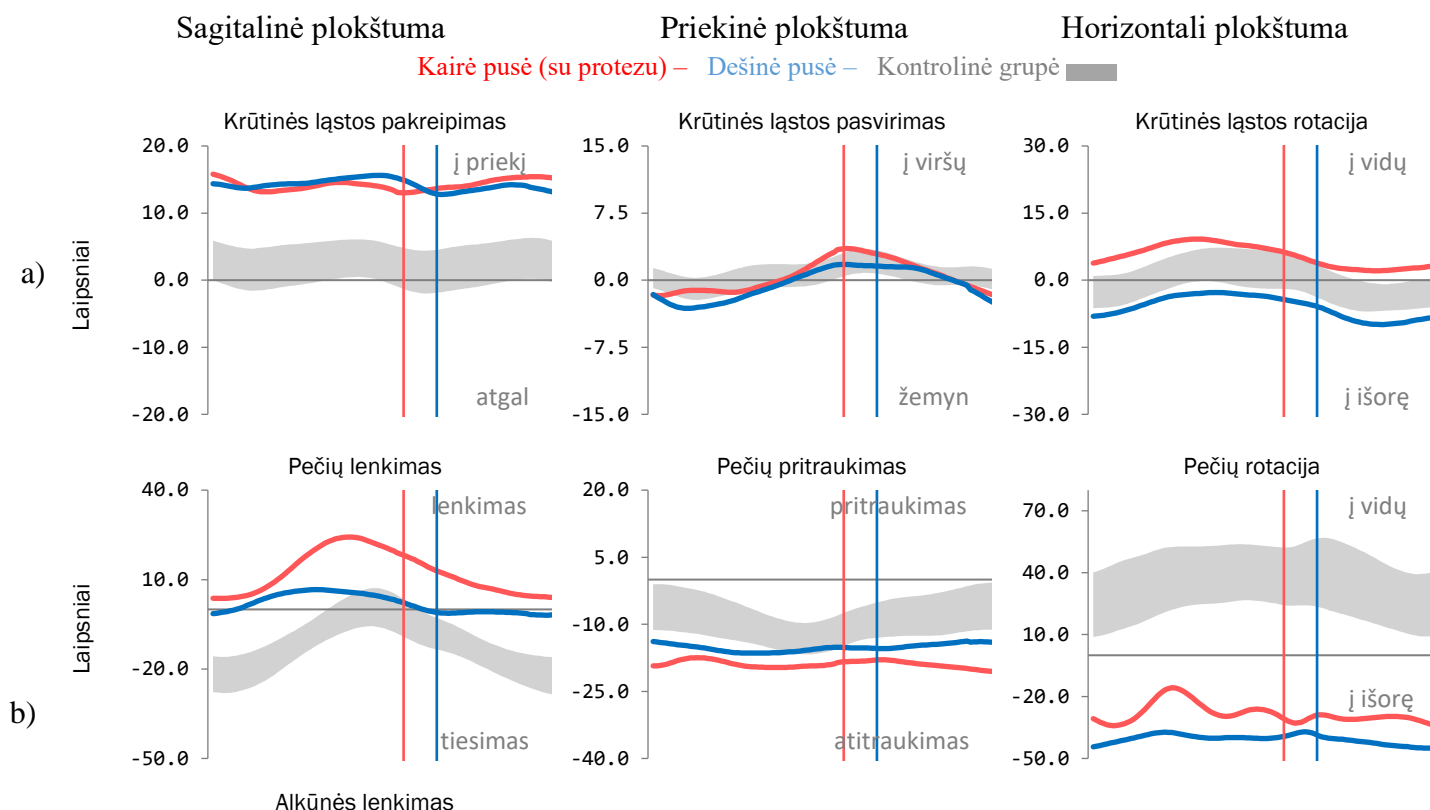
Dešinės kojos kelio rotacija į vidų, dešinės kojos atramos fazėje, padidėjusi 22° lyginant su normine verte, kairės kojos 8° . Kairės kojos atramos metu dešinio kelio rotacija išlieka normos ribose, tačiau protezo kelis išlieka pasisukęs į vidų 8° . Ši rotacija daugiausia kompensuojama klubo rotacija, todėl matomas netinkamas klubo sąnarių darbas.

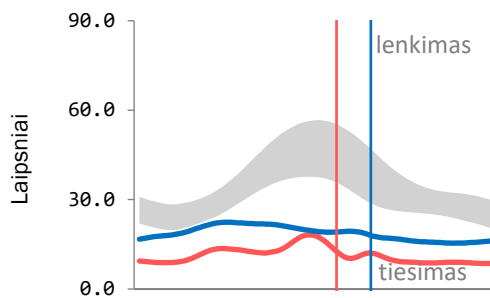
Čiurnos kinematika

Dešinės čiurnos dorsifleksija sumažėjusi, o protezo čiurnos plantarinė fleksija nėra sudaroma, šie judesiai reikalingi gerai laikysenai einant ir stovint užtikrinti. Taip pat matoma dešinės kojos eversija (pėdos pasisukimas į išorę).

Viršutinės kūno dalies kinematika

37 paveiksle pateikti viršutinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).





37 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (1) protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b)

Krūtinės kinematika

Krūtininė ląsta pakrypusi į priekį 10° , tai lemia netaisyklingą laikyseną. Kairės pusės krūtininė dalis pasvirusi 4° aukščiau už dešiniąją. Matomi tokie patys rezultatai kaip su mikroprocesoriumi valdomu protezu, todėl galima teigti, kad tai nebūtinai kojos amputacijos priežastis. Krūtinės ląstos rotacija išlikusi normos ribose.

Rankų kinematika

Pečių lenkimas einant padidėjęs, kairės rankos 20° didesnis negu norminė vertė, kairės rankos 5° , o tiesimo nėra, vadinasi, einant tiriamasis mosikuoja rankomis į priekį, tačiau jos grįžta tik iki pradinės padėties (liemens), tai pasunkina ėjimą ir sunaudojama daugiau energijos. Rankos laikomos atitrauktos nuo kūno, tačiau tai didelio poveikio nesukelia. Pečiai pasisukę į išorę, dešinys petys 60° , kairys 48° . Vidinis peties sukimosi praradimas gali būti dėl daugelio veiksnių, tokių kaip ribotas raumenų lankstumas, per didelis įtempimas sąnariuose arba blogas pečių komplekso išsidėstymas (pvz., prasta laikysena ir raumenų disbalansas). Esant blogai pečių rotacijai gali atsirasti skausmas pečių gale.

Iš alkūnės lenkimo grafiko matoma, kad rankos sulenkiamos tik 12° (kairė) ir 21° (dešinė), tačiau tai žymaus poveikio eisenai nedaro, kadangi šiuo atveju paciento eiseną – lėta.

Lentelėje žemiau pateikiamos erdvinės ir laikinės eisenos charakteristikos

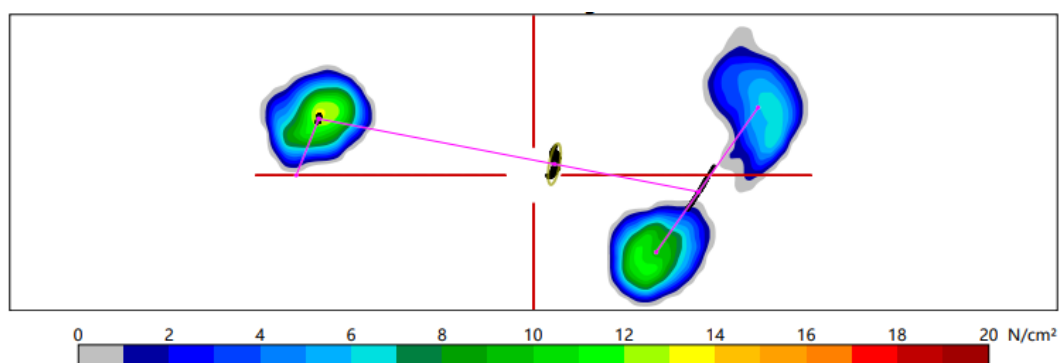
8 lentelė. Eisenos parametrai (mechaninis (1) šlaunies protezas)

Parametras	Vienetai	Koja	Vid ± SN	Paklaidos stulpelis
Žingsnio ilgis	m		1.33 ± 0.03	
Žingsnio plotis	m		0.16 ± 0.02	
Vieno žingsnio ilgis	m	Kairė Dešinė	0.61 ± 0.02 0.72 ± 0.02	
Žingsnio laikas	s	Kairė Dešinė	0.64 ± 0.04 0.60 ± 0.03	
Atramos fazės laikas	% Eisenos ciklas	Kairė Dešinė	56.76 ± 1.03 68.37 ± 1.99	
Dviejų kojų atramos laikas	s	Kairė Dešinė	0.20 ± 0.02 0.11 ± 0.04	
Ritmas (<i>angl. cadence</i>)	min ⁻¹		97 ± 6.21	
Greitis	ms ⁻¹		1.05 ± 0.04	

Iš lentelės matoma, kad kairės kojos žingsnis 11 cm trumpesnis nei dešinės, taip pat kairės kojos žingsnio laikas ilgesnis ir koja atramos fazėje praleidžia trumpesnę laiką, tai gali būti dėl to, jog pacientas jaučia, jog kairės kojos atrama yra silpnesnė (jėgos asimetrija), tikėtina, kad pacientas turi baimę nukristi, prastą pusiausvyrą ar skausmingai priglundantį priėmiklį.

Pusiausvyra

Tiriamąjį statinę padėtį ant bėgtakio, kuriame integruota slėgio platforma, matoma 38 paveiksle.



38 pav. Tiriąmojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)

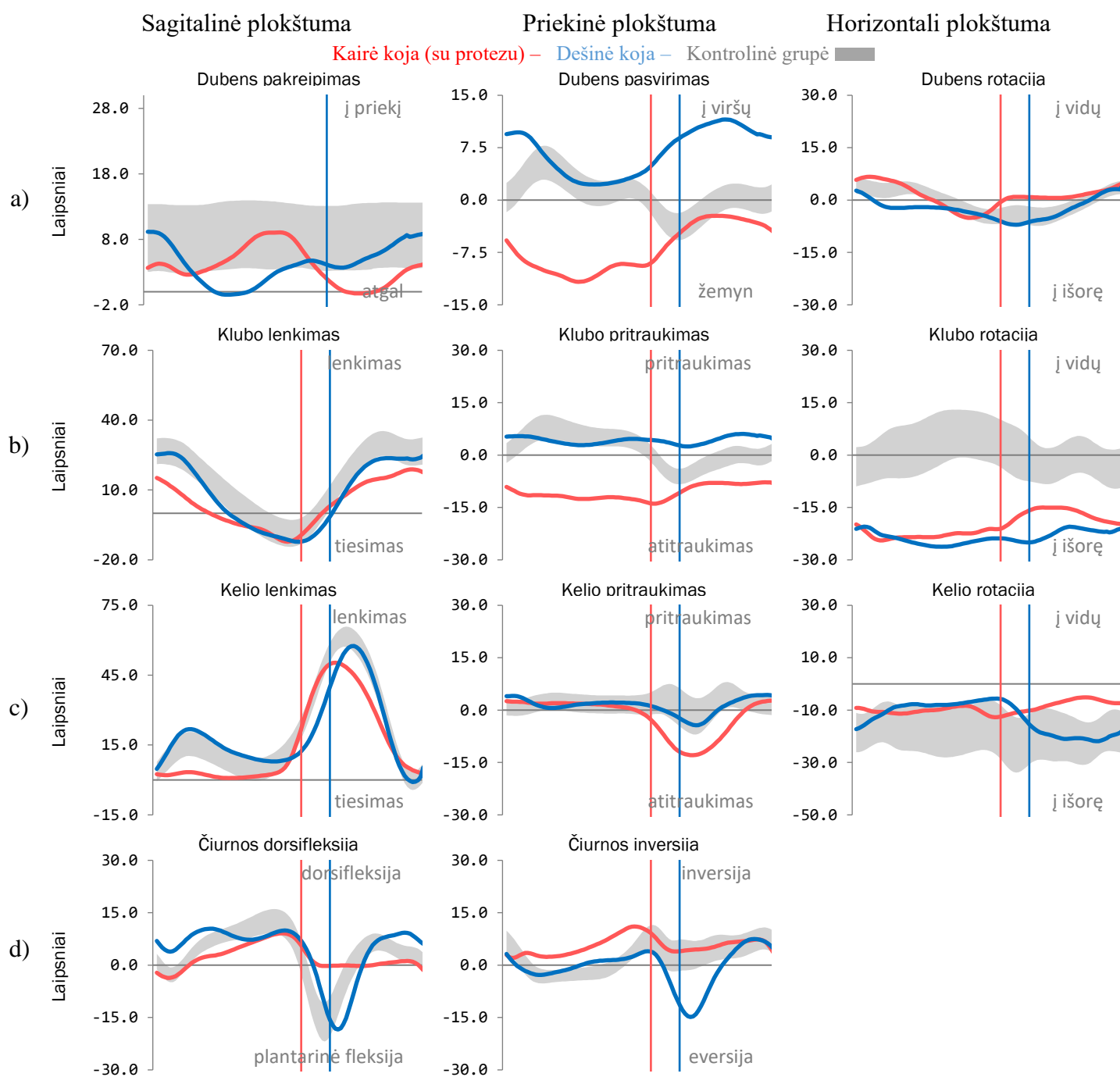
Iš paveikslo galima pasakyti, kad tiriąmojo kairės pėdos galinė dalis visiškai neturi apkrovos, pėdos priekio apkrova 380 N. Dešinės pėdos galo apkrova 400 N, priekio 300 N. Kūno masės centras pakrypęs į dešinę pusę, matomas asimetrinis apkrovos pasiskirstymas. Taip pat statinės padėties stabilumas nėra užtikrinamas, kadangi kūno vidurio linijos svyravimas sagitalinėje plokštumoje išsibarstęs.

3.2.3. Paciento su mechaniniu (2) šlaunies protezu eisenos tyrimas

Šiame skyrelyje pateikiami paciento su mechanškai (2) valdomu šlaunies protezu eisenos parametrai.

Apatinės kūno dalies kinematika

39 paveiksle pateikti apatinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).



39 pav. Apatinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (2) protezu, dubens kinematika (a), klubo kinematika (b), kelio kinematika (c), čiurnos kinematika (d)

Dubens kinematika

Iš dubens kinematinių rezultatų matoma, kad dubuo pakrypęs atgal, skirtumas nuo norminių duomenų 3° tiek žengiant dešine, tiek kaire kojomis. Toks pakrypimas lemia stuburo kreivėjimą ir veikia priešingai nei pakrypimas į priekį (sumažina įprastą apatinės nugaros dalies stuburo kreivę).

Iš dubens pasvirimo grafiko matoma, kad kaip ir prieš tai buvusiu atveju kojų ilgai nėra suderinti. Kairės koja trumpesnė negu sveika dešinė, dubuo pakrypęs į kairę pusę (kairės kojos atramos metu) priekinėje plokštumoje 13° . Tai lemia nugaros skausmą, asimetrinę eiseną ir sunkumą vaikščioti.

Iš dubens rotacijos grafiko matoma, kad dešinė dubens pusė pasisukus į išorę nuo klubo sąnario 2° (kairės kojos atramos metu), kairė dubens pusė išlikusi normos ribose.

Klubo kinematika

Iš klubo lenkimo grafiko matoma, kad kairės pusės klubo raumuo sulenkiamas mažiau, skirtumas nuo norminių duomenų 8° . Ilgas sėdėjimas sutrumpina ir įtempia šiuos klubų raumenis, todėl lenkimo kampas sumažėja.

Iš klubo pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad kairės pusės klubas nėra pilnai pritraukiamas prie kūno vidurio linijos (dešinės kojos atramos metu), matomas 15° klubo nepritraukimas priekinėje plokštumoje.

Iš klubo rotacijos grafiko matoma, kad dešinės kojos atramos metu, dešinės ir kairės pusės klubo rotacija į išorę pasisukusi atitinkamai 20° ir 23° nuo normines vertės. Kairės kojos atramos metu šiek tiek mažiau – dešinė pusė 18° , kairė 10° . Nepakankamas klubo vidinis sukimasis gali sukelti eisenos problemų. Pavyzdžiui, keliai arba pėdų padai gali pasisukti į vidų. Kai kitos apatinės kūno dalys kompensuoja nepakankamą klubo vidinį sukimąsi, gali padidėti susižalojimo ir nukritimo rizika.

Kelio kinematika

Iš kelio kinematikos grafikų matoma, kad kairės kojos kelio lenkimas / tiesimas sumažėjęs. Dešinės kojos lenkimas prasideda vėlesniame eisenos cikle.

Iš kelio pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad dešinės kojos atramos metu, kairė kojos kelis pilnai nepritraukiamas į kūno vidurio liniją, trūkumas 7° .

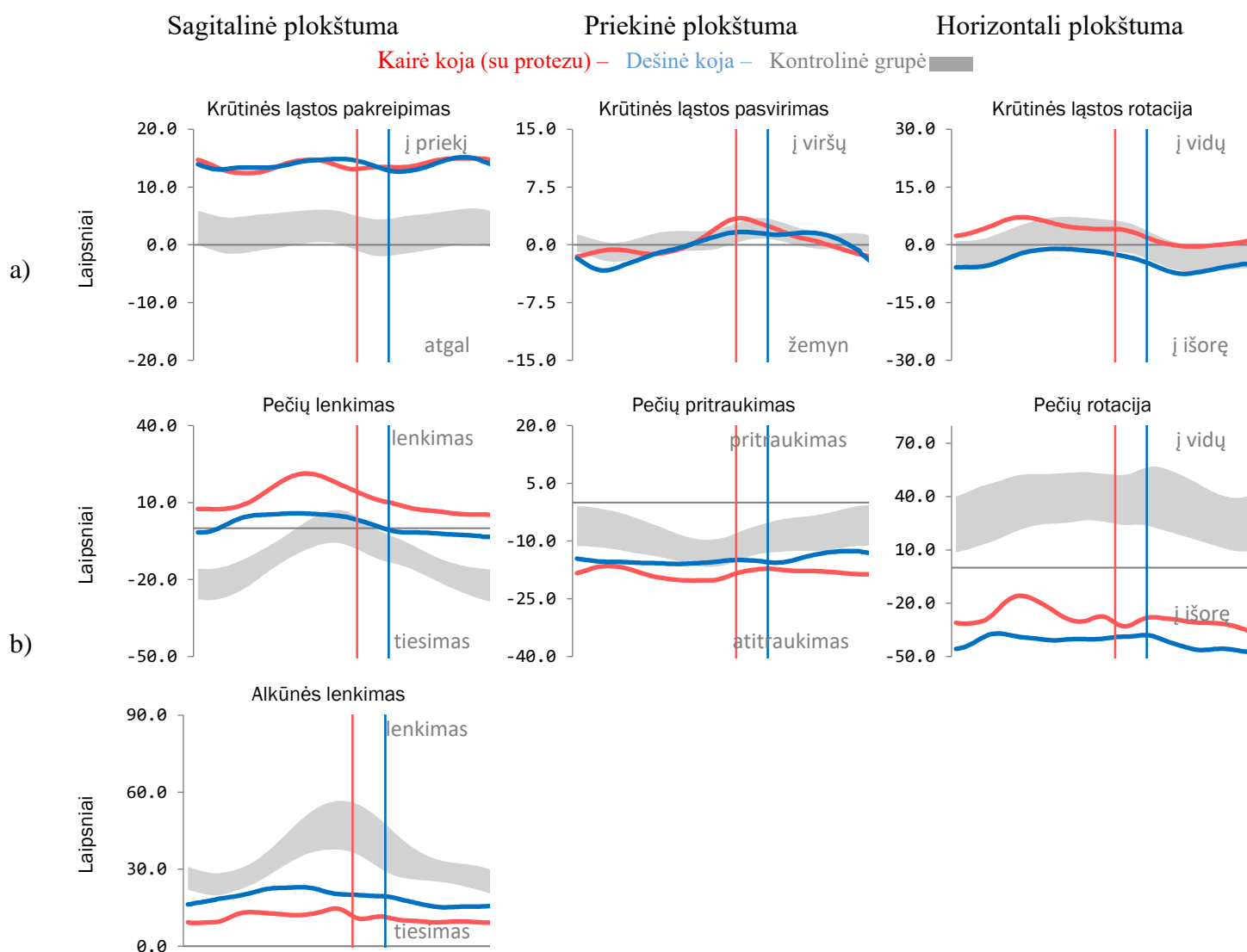
Dešinės kojos kelio rotacija išlikusi normos ribose. Kairės kojos rotacija pasisukusi į vidų 5° (dešinės kojos atramos metu).

Čiurnos kinematika

Dešinės čiurnos dorsifleksija ir plantarinė fleksija išlikusi normos ribose, tačiau fleksija pradedama vėlesnėje eisenos fazėje. Kairės kojos čiurnos plantarinės fleksijos nėra. Taip pat, matoma dešinės kojos eversija, t.y. pėda pasisukusi į išorę 14° .

Viršutinės kūno dalies kinematika

40 paveiksle pateikti viršutinės kūno dalies kinematikos grafikai, gauti naudojant judesio analizės sistemą (Qualisys).



40 pav. Viršutinės kūno dalies kinematikos rezultatai, atliekant eisenos tyrimą su mechaniniu (2) protezu, krūtinės ląstos kinematika (a), rankų kinematika (b)

Krūtinės kinematika

Krūtininė ląsta pakrypusi į priekį 10° , tai lemia netaisyklingą laikyseną. Kairės pusės krūtininė dalis pasvirusi 4° aukščiau už dešiniąją. Matomi tokie patys rezultatai kaip su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniniu (1) protezu, todėl galima teigti, kad toks rezultatai nebūtinai yra kojos amputacijos priežastis. Krūtinės ląstos rotacija išlikusi normos ribose.

Rankų kinematika

Pečių lenkimas einant padidėjęs, kairės rankos 21° didesnis negu norminė vertė, kairės rankos 6° , o tiesimo nėra, vadinasi, einant tiriamasis mosikuoja rankomis į priekį, tačiau jos grįžta tik iki pradinės padėties (liemens), tai pasunkina ėjimą ir sunaudojama daugiau energijos. Iš pečių

pritraukimo / atitraukimo grafiko matoma, kad rankos laikomos atitrauktos nuo kūno, tačiau tai didelio poveikio nesukelia. Pečiai pasisukę į išorę, dešinys petys 60°, kairys 46°. Vidinis peties sukimosi praradimas gali būti dėl daugelio veiksnių, tokių kaip ribotas raumenų lankstumas, per didelis įtempimas sąnariuose arba blogas pečių komplekso išsidėstymas (pvz., prasta laikysena ir raumenų disbalansas). Esant blogai pečių rotacijai gali atsirasti skausmas pečių gale.

Iš alkūnės lenkimo grafiko matoma, kad rankos sulenkiamos 12° (kairė) ir 21° (dešinė), tačiau tai žymaus poveikio eisenai nedaro, kadangi šiuo atveju paciento eiseną – lėta.

Lentelėje žemiau pateikiamos erdvinės ir laikinės eisenos charakteristikos.

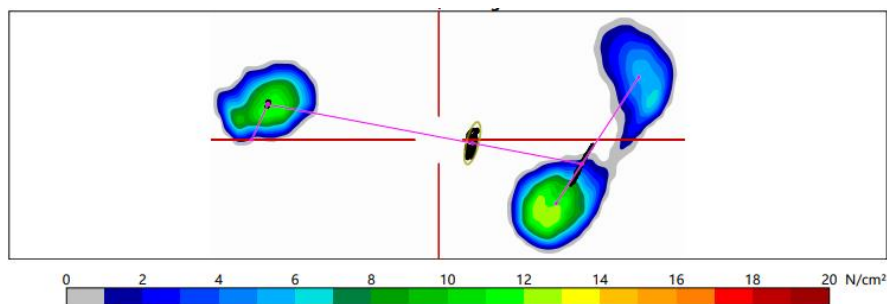
9 lentelė. Eisenos parametrai (mechaninis (2) šlaunies protezas)

Parametras	Vienetai	Koja	Vid ± SN	Paklaidos stulpelis
Žingsnio ilgis	m		1.31 ± 0.04	
Žingsnio plotis	m		0.15 ± 0.02	
Vieno žingsnio ilgis	m	Kairė Dešinė	0.63 ± 0.02 0.68 ± 0.03	
Žingsnio laikas	s	Kairė Dešinė	0.68 ± 0.02 0.59 ± 0.05	
Atramos fazės laikas	% Eisenos ciklas	Kairė Dešinė	55.18 ± 1.80 68.07 ± 2.98	
Dviejų kojų atramos laikas	s	Kairė Dešinė	0.17 ± 0.03 0.10 ± 0.04	
Ritmas (<i>angl. cadence</i>)	min ⁻¹		96 ± 9.12	
Greitis	ms ⁻¹		1.03 ± 0.01	

Iš lentelės matoma, kad kairės kojos žingsnis 5 cm trumpesnis nei dešinės, taip pat kairės kojos žingsnio laikas ilgesnis, tai gali atsirasti dėl kojų jėgos asimetrijos, tokiu atveju padidėja rizika nukristi ir matomas eisenos netolygumas. Kairė koja atramos fazėje praleidžia trumpesnę laiką, tai gali būti dėl to, jog pacientas jaučia, jog kairės kojos atrama yra silpnesnė.

Pusiausvyra

Tiriamąjį statinė padėtis ant bėgtakio, kuriame integruota slėgio platforma, matoma 41 paveiksle.



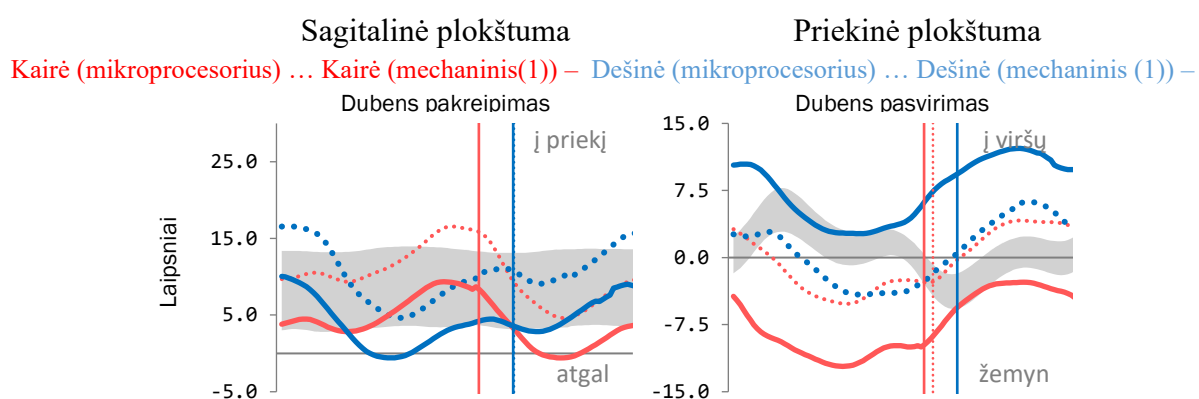
41 pav. Tiriomojo statinės padėties vidurkio matavimas su slėgio platforma, kairėje esantis vaizdas rodo kairę pėdą (kairė koja su protezu)

Iš paveikslo galima pasakyti, kad tiriomojo kairės pėdos galinė dalis visiškai neturi apkrovos, pėdos priekio apkrova 300 N. Dešinės pėdos galo apkrova 430 N, priekio 220 N. Kūno masės centras pakrypęs į dešinę pusę, matomas asimetrinis apkrovos pasiskirstymas. Taip pat statinės padėties stabilumas nėra užtikrinamas, kadangi kūno vidurio linijos svyravimas sagitalinėje plokštumoje išsibarstęs.

Palyginamoji protezų analizė ir diskusija

Protezų tyrimas atskleidė, kad kinematikos požiūriu geriausių eisenos rezultatų parametrus, atitinkančius sveiko žmogaus eisną, pasiekė mikroprocesoriumi valdomas šlaunies protezas. Lyginant mechaninį (1) ir mechaninį (2) protezą reikšmingų skirtumų nepastebėta, tačiau tiriamasis teigė, kad su mechaniniu (1) protezu jaučiasi patogiau ir stabiliau, todėl į palyginamąją analizę mechaninis (2) protezas neįtraukiamas.

Lyginant paciento eisną su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniniu (1), didžiausias skirtumas matomas dubens srityje, sagitalinėje ir priekinėje plokštumose (žr. 42 pav.).



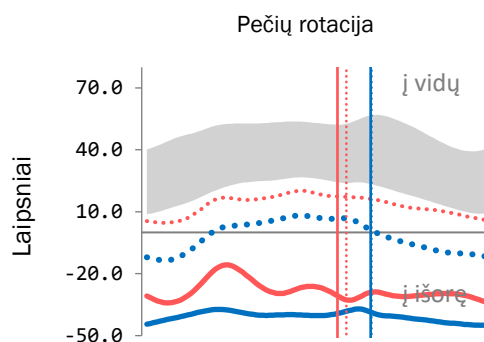
42 pav. Tiriomojo su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniškai valdomu (1), dubens kinematikos rezultatų palyginimas

Vertinant prietaiso poveikį paciento eisnai, matoma, kad dubens pakreipimas sumažėja ir priartėja prie norminių ribų naudojant mikroprocesoriumi valdomą protezą. Žvelgiant į dubens svyravimo į šonus grafiką, matoma, kad mikroprocesoriumi valdomo protezo ilgis atitinka dešinės kojos ilgį, tai labai svarbu siekiant išlaikyti taisyklingą eisną. Galima teigti, kad kojų judesių ribotumas lemia didesnės amplitudės dubens ir klubo sąnarių judesius.

Apskritai iš mechaninio (1) protezo rezultatų matoma, kad didžioji dalis judesių kompensuojama per dubenį, kai tuo tarpu mikroprocesorinis protezas veikia kartu su viso kūno judesiais. Tai gali reikšti, kad labiau pažengę protezai turi geresnį eisenos prisitaikymą, todėl sumažėja kompensacinės kūno pastangos.

Didelis skirtumas matomas ir pečių rotacijos rezultatuose (žr. 43 pav.).

Kairė (mikroprocesorius) ... Kairė (mechaninis(1)) – Dešinė (mikroprocesorius) ... Dešinė (mechaninis (1)) –



43 pav. Tiriomojo su mikroprocesoriumi valdomu protezu ir su mechaniškai valdomu (1), pečių rotacijos rezultatų palyginimas

Matoma, kad pečių rotacija į išorę, nešiojant mikroprocesoriumi valdomą šlaunies protezą, sumažėja 40° ir priartėja prie norminių ribų tiek dešinėje, tiek kairėje pusėje. Tikėtina, kad tai yra dėl to, jog normalizuojasi dubens ir klubų rotacija ir sumažėja judesio kompensavimas, taip pat petys nėra taip nuspaudžiamas prie pažeistos kojos, todėl tiriomojo stuburas ir visa eisena išsitiesina.

Taigi, jei protezas bus parinktas ir pritvirtintas netinkamai, atliekant įprastą kasdienę veiklą gali atsirasti skausmas raumenyse ir pakisti raumenų veikla. Šis skausmas gali sukelti kūno šoninę asimetriją, kuri atsiranda dėl netinkamo protezo ilgio arba neteisingai pasirinkto protezo komponento. Dėl neteisingos konstrukcijos gali atsirasti netolygus raumenų jėgos perdavimas, gali būti pažeisti minkštieji audiniai, kurie taip pat gali turėti įtakos likutinės galūnės funkcijos integracijai.

Žvelgiant į masės centro rezultatus, tolygiausia apkrova pėdoms matoma naudojant mikroprocesorinį protezą, tikėtina, kad tai yra dėl to, kad protezo ilgis atitinka sveikos kojos ilgį.

Žmonių eisenos asimetrija po amputacijos dažnai vertinama kaip neigiama sutrikimo pasekmė. Nors asimetrija gali būti žalinga kosmetiniu požiūriu, nėra įrodymų, kad žingsnio ilgio asimetrija būtinai kenkia funkcinio požiūriu.

Vertinant asmens eisena su protezu, svarbu žinoti apie normalią eisena ir kaip paveikiama įprasta amputuoto asmens eisena. Be to, gali būti nukrypimų, kuriuos įgaus pats pacientas, kad kompensuotų protezuotos kojos raumenų silpnumą ar įtempimą, pusiausvyros trūkumą ir baime. Dėl šių nukrypimų atsiranda pakitęs eisenos modelis, todėl svarbu jį atpažinti, nes eisenos rehabilitacija turės apimti šių nukrypimų korekcijas. Tokios išvalgos gali suteikti galimybę sukurti geresnes amputuotų asmenų eisenos mokymo programas, taip pat suteikti žinių kuriant naujus komponentus.

Išvados

1. Poliamido medžiagos mechaninių charakteristikų tyrimo metu nustatyta, kad tiek lenkimo, tiek tempimo tyrimuose, bandinių pagamintų iš 100 % naujų ir 100 % antrą kartą naudotų miltelių vidurkių skirtumas nėra pakankamai didelis, kad būtų statistiškai reikšmingas. Lenkimo stiprio atveju $p > \alpha$, $p = 0.069$. Maksimalios lenkimo jėgos atveju $p > \alpha$, $p = 0.89$. Lenkimo modulio atveju $p > \alpha$, $p = 0.12$. Stiprumo ribos atveju $p > \alpha$, $p = 0.09$. Maksimalios tempimo jėgos atveju $p > \alpha$, $p = 0.83$. Tačiau dėl selektyvaus sukietinimo lazeriu technologijos ir dėl adityvių technologijų ypatumų dažnai susiduriama su anizotropinėmis spausdintų konstrukcijų savybėmis, todėl norint užtikrinti reikiamą gaminių mechaninių savybių derinį ir atkartojamumą reikia papildomai iširti, kaip keičiasi spausdintų konstrukcijų savybės priklausomai nuo spausdinimo parametrų.
2. Parinkti ir integruoti svarbiausi protezo nešiojimo sąlygų stebėsenos jutikliai, kurie leidžia užtikrinti kokybiškesnį protezų naudojimą ir taip sumažinti protezų atsakymo dažnį. Slėgio jutiklis leidžia stebėti įtempių pasiskirstymą priėmiklyje, temperatūros jutiklis – kūno temperatūrą, drėgmės jutiklis – prakaito lygį. Iš giroskopo duomenų nustatomas protezo kampinis judėjimas, o iš žingsnių skaičiavimo – nešiojimo laikas. Taip pat sukurta sistema, kuri matuoja amputuotos kojos raumens aktyvumą ir praneša vartotojui apie raumens nuovargį.
3. Eisenos parametrai leidžia daryti prielaidas, kaip būtų galima patobulinti protezo sudedamąsias dalis ir kokios raumenų grupės turėtų būti stiprinamos, siekiant pagerinti eisenos kokybę, užtikrinti pusiausvyrą ir komfortą. Tyrimų metu nustatyta, kad didžiausi skirtumai matomi dubens srityje lyginant mikroprocesoriumi valdomą protezą su mechaniškai valdomais. Dubens pakrypimas atgal 3° didesnis naudojant mechaniškai valdomus protezus žengiant tiek dešine, tiek kaire kojomis. Be to, nešiojant mechaniškai valdomus protezus dubuo pasvyra į kairę pusę 12° - 13° , todėl protezų ilgai nėra tinkamai parinkti. Masės centras su visais protezais pakrypęs į dešinę pusę, o naudojant mechaniškai valdomus protezus kairės kojos kulno atrama neturi apkrovos, todėl matomas asimetrinis apkrovos pasiskirstymas. Geriausia pusiausvyrą nustatyta nešiojant mikroprocesoriumi valdomą protezą, kadangi statinės padėties centro išsibarstymas vertikalia kryptimi mažiausias. Tačiau tinkamai pritaikius mechaninius protezus, būtų galima išgauti geresnius eisenos ir stovėsenos rezultatus.

Mokslinės publikacijos darbo tema

1. Tomas Kuncius, Aurelijus Domeika, Donatas Daublys, Linas Puodžiukynas, Saulius Diliūnas. Mechanical Characteristics of Thigh Prosthesis Materials: Advanced Materials and Technologies. Proceedings of International Conference, 23-27 August 2021, Palanga, Lithuania. Kaunas: Technologija. ISSN 2669-1930, pp. 202-204.

Literatūros sąrašas

1. MARINO, Martin, et al. Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges. In: 2015 IEEE global humanitarian technology conference (GHTC). IEEE, 2015. p. 45-51.
2. RIETMACHER, G. Report of a consensus conference on appropriate prosthetic technology for developing countries. Copenhagen: international society for prosthetics and orthotics, Hanoi, Vietnam, 2006, 3-8. Iš: WORLD HEALTH ORGANIZATION, et al. WHO standards for prosthetics and orthotics, 2017.
3. MEULENBELT, Henk E., et al. Determinants of skin problems of the stump in lower-limb amputees. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2009, 90.1: 74-81.
4. ŠEŠOK, Andžela. Ortopedinės technikos projektavimas ir gamyba. 2012.
5. 4 Basic Components of Prosthetic Leg [interaktyvus]. BioAdvance Prosthetic Solutions [žiūrėta 2021-04-10]. Prieiga per: <https://www.bioadvanceoandp.com/blog/post/4-basic-components-of-prosthetic-legs>
6. WORLD HEALTH ORGANIZATION, et al. WHO standards for prosthetics and orthotics, 2017.
7. CHEN, Roland K., et al. Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review. Additive manufacturing, 2016, 12: 77-89. Iš: WORLD HEALTH ORGANIZATION, et al. WHO standards for prosthetics and orthotics. 2017.
8. TEN KATE, Jelle; SMIT, Gerwin; BREEDVELD, Paul. 3D-printed upper limb prostheses: a review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 2017, 12.3: 300-314.
9. VERBELEN, Leander, et al. Characterization of polyamide powders for determination of laser sintering processability. European Polymer Journal, 2016, 75: 163-174.
10. FLODBERG, Göran; PETTERSSON, Henrik; YANG, Li. Pore analysis and mechanical performance of selective laser sintered objects. Additive Manufacturing, 2018, 24: 307-315.
11. Plastics for Additive Manufacturing SLS Materials and Processes [interaktyvus]. EOS, 2020 [žiūrėta 2021-05-26]. Prieiga per: <https://www.eos.info/material-p>.
12. MIRON-BORZAN, Cristina Stefana, et al. Analysis of mechanical proprieties of selective laser sintered polyamide parts obtained on different equipment. Materiale plastic, 2015, 39-42.
13. PHAM, Duc Truong; DOTCHEV, K. D.; YUSOFF, W. A. Y. Deterioration of polyamide powder properties in the laser sintering process. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 2008, 222.11: 2163-2176.
14. Anton Jansson, Lars Pejryd. Characterisation of carbon fibre-reinforced polyamide manufactured by selective laser sintering. Additive Manufacturing, Volume 9, 2016, Pages 7-13.

15. SINGH, Jatender Pal; PANDEY, Pulak M.; VERMA, Anita Kamra. Fabrication of three dimensional open porous regular structure of PA-2200 for enhanced strength of scaffold using selective laser sintering. *Rapid Prototyping Journal*, 2016.
16. STOIA, Dan Ioan; LINUL, Emanoil; MARSAVINA, Liviu. Influence of manufacturing parameters on mechanical properties of porous materials by selective laser sintering. *Materials*, 2019, 12.6: 871.
17. CERARDI, A., et al. Mechanical characterization of polyamide cellular structures fabricated using selective laser sintering technologies. *Materials & Design*, 2013, 46: 910-915.
18. MUELLER, A. A., et al. Missing facial parts computed by a morphable model and transferred directly to a polyamide laser-sintered prosthesis: an innovation study. *British journal of oral and maxillofacial surgery*, 2011, 49.8: e67-e71.
19. FERNIE, G. R.; HOLLIDAY, P. J.; LOBB, R. J. An instrument for monitoring stump oedema and shrinkage in amputees. *Prosthetics and orthotics international*, 1978, 2.2: 69-72.
20. COMMEAN, Paul K., et al. Precision of surface measurements for below-knee residua. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1996, 77.5: 477-486.
21. KROUSKOP, T. A., et al. Measuring the shape and volume of an above-knee stump. *Prosthetics and orthotics international*, 1988, 12.3: 136-142.
22. PAUL MURKA, C. 3-D imaging of residual limbs using ultrasound. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 1997, 34.3: 269-78.
23. SVEN JOHANSSON, C. P. O.; ÖBERG, Tommy. Accuracy and precision of volumetric determinations using two commercial CAD systems for prosthetics: a technical note. *Journal of rehabilitation research and development*, 1998, 35.1: 27-33.
24. SANDERS, Joan E.; ROGERS, Ellen L.; ABRAHAMSON, Daniel C. Assessment of residual-limb volume change using bioimpedence. *Journal of rehabilitation research and development*, 2007, 44.4: 525.
25. MANTI, Mariangela; CACUCCILO, Vito; CIANCHETTI, Matteo. Stiffening in soft robotics: A review of the state of the art. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2016, 23.3: 93-106.
26. PATERNÒ, Linda, et al. Sockets for limb prostheses: a review of existing technologies and open challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2018, 65.9: 1996-2010.
27. PEERY, Jeffrey T.; LEDOUX, William R.; KLUTE, Glenn K. Residual-limb skin temperature in transtibial sockets. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2005, 42.2.
28. GHOSEIRI, Kamiar; SAFARI, Reza. Prevalence of heat and perspiration discomfort inside prostheses: literature review. 2014.

29. CALDWELL, Ryan; FATONE, Stefania. Technique for perforating a prosthetic liner to expel sweat. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2017, 29.3: 145-147.
30. AMINIAN, Kamiar, et al. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of biomechanics*, 2002, 35.5: 689-699.
31. CUTTI, Andrea Giovanni, et al. Assessment of lower limb prosthesis through wearable sensors and thermography. *Sensors*, 2014, 14.3: 5041-5055.
32. DE STEFANO, A., et al. Effect of gait cycle selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology. *Gait & posture*, 2004, 20.1: 92-101.
33. AGOSTINI, Valentina, et al. Surface electromyography applied to gait analysis: How to improve its impact in clinics?. *Frontiers in Neurology*, 2020, 994.
34. CASPERS, Carl A. Pressure/temperature monitoring device for prosthetics. U.S. Patent No 7,150,762, 2006.
35. ACCINNI, Clint; KAESSNER, Michael L.; HECK, Royce. Intelligent prosthetic socket system with active user feedback interface and real time prosthesis diagnostics. U.S. Patent No 9,119,735, 2015.
36. JANUSSON, Hilmar Br; THORSTEINSSON, Freygardur; KARASON, Gudjon G. Socket liner incorporating sensors to monitor amputee progress. U.S. Patent No 7,377,944, 2008.
37. PINZUR, Michael S., et al. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev*, 1995, 32.4: 373-7.
38. GROOTHUIS, Ashley; HOUDIJK, Han. The effect of prosthetic alignment on prosthetic and total leg stiffness while running with simulated running-specific prostheses. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2019, 16.
39. OUDENHOVEN, Laura M., et al. Regulation of step frequency in transtibial amputee endurance athletes using a running-specific prosthesis. *Journal of biomechanics*, 2017, 51: 42-48.
40. GAILEY, Robert, et al. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2008, 45.1.
41. BEYAERT, C., et al. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait & posture*, 2008, 28.2: 278-284.
42. GRUMILLIER, C., et al. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *Journal of biomechanics*, 2008, 41.14: 2926-2931.

43. BERGER, Norman. Atlas of Limb Prosthetics: Analysis of Amputee Gait [interaktyvus]. Mosby Inc; Subsequent edition, 1992 [žiūrėta 2021-06-01]. ISBN 9780801602092. Prieiga per: <http://www.oandplibrary.org/alp/>
44. MILLER, William C.; SPEECHLEY, Mark; DEATHE, Barry. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2001, 82.8: 1031-1037.
45. NEUMANN, Edward S. State-of-the-science review of transtibial prosthesis alignment perturbation. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 2009, 21.4: 175-193.
46. DAVENPORT, Philip, et al. Systematic review of studies examining transtibial prosthetic socket pressures with changes in device alignment. Journal of Medical and Biological Engineering, 2017, 37.1: 1-17.
47. SCHMALZ, Thomas; BLUMENTRITT, Siegmund; JARASCH, Rolf. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. Gait & posture, 2002, 16.3: 255-263.
48. Biomechanics in prosthesis rehabilitation [interaktyvus]. Physiopedia, 2022 [žiūrėta 2022-03-26]. Prieiga per: https://www.physio-pedia.com/Biomechanics_in_prosthetic_rehabilitation
49. Kompiuterinis pėdų tyrimas [interaktyvus]. Pesplanus, 2022 [žiūrėta 2022-03-26]. Prieiga per: <https://www.pesplanus.lt/kompiuterinis-stovesenos-eisenos-ir-begimo-tyrimas>
50. RAJŤUKOVÁ, Va, et al. Biomechanics of lower limb prostheses. Procedia engineering, 2014, 96: 382-391.
51. TAFTI, Nahid, et al. A systematic review of variables used to assess clinically acceptable alignment of unilateral transtibial amputees in the literature. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2018, 232.8: 826-840.
52. ABOUHOSSEIN, Alireza, et al. Foot trajectories and loading rates in a transfemoral amputee for six different commercial prosthetic knees: An indication of adaptability. Medical engineering & physics, 2019, 68: 46-56.
53. DE ASHA, Alan Richard, et al. Which prosthetic foot to prescribe?: biomechanical differences found during a single-session comparison of different foot types hold true 1 year later. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 2017, 29.1: 39-43.
54. Three point bend test fixtures [interaktyvus]. Illinois Tool Works, 2014 [žiūrėta 2022-04-10]. Prieiga per: <https://www.instron.com/en/products/testing-accessories/flexure-fixtures/three-point-bend-test-fixtures?region=Global%20Site>
55. HERMENS, Hermie J., et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh research and development, 1999, 8.2: 13-54.

56. MERLETTI, Roberto; DI TORINO, PJJEK. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*, 1999, 9.1: 3-4.
57. KONRAD, Peter. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, 1.2005: 30-5.
58. Choosing a force plate [interaktyvus]. Advanced Mechanical Technology [žiūrėta 2022-04-10]. Prieiga per: <https://www.amti.biz/fps-guide.aspx>
59. VAN SINT JAN, Serge. Color atlas of skeletal landmark definitions e-book: guidelines for reproducible manual and virtual palpations. Elsevier Health Sciences, 2007.
60. Running Machines [interaktyvus]. h/p/cosmos sports & medical gmbh [žiūrėta 2022-04-12]. Prieiga per: <https://www.hpcosmos.com/en/products/running-machines>
61. Student Handout e-book: Gait Course. ESMAC, 2019.