



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

**Mindaugas Raškauskas**

**KELIO RAMENTO KŪRIMAS IR TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

Doc. dr. Valdas Eidukynas

**KAUNAS, 2015**

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

TVIRTINU

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

**KELIO RAMENTO KŪRIMAS IR TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas  
Studijų programos pavadinimas ( 621H30001 )

**Vadovas**

(parašas) Doc. dr. Valdas Eidukynas  
(data)

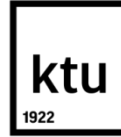
**Recenzentas**

(parašas) Doc. dr. Aurelijus Domeika  
(data)

**Projektą atliko**

(parašas) Mindaugas Raškauskas  
(data)

**KAUNAS, 2015**



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas

---

(Fakultetas)

Mindaugas Raškauskas

---

(Studento vardas, pavardė)

Mechanikos inžinerija, 621H30001

---

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Kelio ramento kūrimas ir tyrimas“

**AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA**

2015 m. birželio 9 d.  
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Mindaugo Raškausko** baigiamasis projektas tema „Kelio ramento kūrimas ir tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

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

---

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

---

(parašas)

## TURINYS

SANTRAUKA .....	5
SUMMARY .....	6
MAGISTRANTŪROS STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS .....	7
ĮVADAS .....	8
1. LITERATŪROS APŽVALGA .....	9
1.1. Ramentai ir jų tipai .....	9
1.2. Mokslinių straipsnių apžvalga.....	13
1.3. Eisenos analizė .....	14
1.4. „AnyBody“ modeliavimo sistema.....	18
2. EISENOS SU RAMENTAIS TYRIMAS .....	20
2.1. Tyrimų metu naudota įranga .....	20
2.2. Tyrimo metodika .....	21
2.3. Tyrimo duomenų analizė ir rezultatai .....	23
3. KELIO RAMENTO PROJEKTAVIMAS .....	27
4. RAMENTO STIPRUMO ANALIZĖ.....	31
4.1. Statiniai skaičiavimai .....	31
4.2. Rezultatai ir jų analizė.....	36
5. KOJOS MOSTO JUDESIO ANALIZĖ .....	39
IŠVADOS IR PASIŪLYMAI .....	42
LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	43
PRIEDAI .....	45
1 Priedas. „AnyBody“ modeliavimo sistemos programos struktūra.....	45

Raškauskas, M. Kelio ramento kūrimas ir tyrimas. *Magistro* baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Valdas Eidukynas; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos ir dizaino fakultetas, Mechanikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 45 psl.

## **SANTRAUKA**

Ramentai esantys rinkoje pasižymi nemažais trūkumais, kurie verčia ieškoti naujų konstrukcinių sprendimų. Remiantis šiais trūkumais ir kitais duomenimis nuspręsta sukurti patogesnę, tuo pačiu paprastą konstrukcinę prasme ramentą.

Šio darbo tikslas – suprojektuoti apatinės kojos dalies ramentą skirta imobilizuoti traumuotą apatinę kojos dalį. Magistro baigiamąjį darbą sudaro 5 skyriai. Darbe apžvelgta rinkoje esantys ramentai, jų tipai, konstrukcijos, privalumai ir trūkumai. Aprašyta eisenos analizė. Atliktas eisenos su ramentais tyrimas ir analizė naudojant judesių analizės ir matavimo sistemą „*Qualisys*“. Jame lyginti tarpusavyje du ramentai. Suprojektuotas kelio ramentas, aprašyta jo konstrukcija, panaudoti sprendimai. Atlikta ramento pagrindinių elementų stiprumo analizė panaudojant erdvinio modeliavimo programinę įrangą „*SolidWorks*“. „*AnyBody*“ modeliavimo sistema palyginta kojos mosto judesiai.

Raškauskas, M. Design and reasearch of knee crutch. *Master* final project / supervisor Assoc. doc. dr. Valdas Eidukynas; Kaunas University of Technology, Mechanical engineerins and design faculty, Mechanical engineering department.

Kaunas, 2015. 45 p.

## **SUMMARY**

Crutches in the market has a number of drawbacks. Based on these drawbacks and other data it decided to create a more comfortable, while the designed a simple sense of crutches.

The objective of this master final work is to design the lower leg crutch designed to immobilize the injured lower leg. The Master's thesis consists of 5 chapters. The paper reviews the market in crutches, types, structures, strengths and weaknesses. Described gait analysis. Performed gait with crutches research and analysis using motion analysis and measurement system "*Qualisys*". It compare to each other, two different crutches. Designed crutches prototype, described its construction, use solutions. Accomplished crutch main elements of strength analysis using three-dimensional modeling software "*SolidWorks*". "*Anybody*" modeling system compared legs swing movements.

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

**Tvirtinu:**  
Mechanikos inžinerijos katedros vedėjas \_\_\_\_\_  
*(parašas, data)*  
*prof.dr. Vytautas Grigas*  
\_\_\_\_\_  
*(vardas, pavardė)*

**MAGISTRANTŪROS STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS**

**Studijų programa MECHANIKOS INŽINERIJA**

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

1. Darbo tema: Kelio ramento kūrimas ir tyrimas

Patvirtinta 2015 m. gegužės 11d. dekano įsakymu ST17-F-11-2

2. Darbo tikslas: Sukurti apatinės kojos dalies ramentą skirtą imobilizuoti traumuoją apatinę kojos dalį įgalinantį 15<sup>0</sup> sulenkimą apie kelio sąnario skersinę ašį

3. Darbo struktūra: Kelio ramentų esančių pasaulinėje rinkoje apžvalga; eisenos analizė; eisenos su kelio ramentų analogais tyrimas ir analizė; sumodeliuoto kelio ramento prototipo konstrukcijos aprašymas; pagrindinių ramento elementų ir mazgų stiprumo analizė; palyginti suprojektuoto ramento mosto judesį su analogu; išvados.

4. Reikalavimai ir sąlygos: Skaitinei analizei naudojama sistema turi būti sertifikuota bei plačiai naudojama pasaulyje

5. Darbo pateikimo terminas 2015 m. birželio 9 d.

6. Ši užduotis yra neatskiriama baigiamojo darbo dalis

Išduota studentui Mindaugui Raškauskui

Užduotį gavau \_\_\_\_\_

(studento vardas, pavardė)

\_\_\_\_\_ (parašas, data)

Vadovas \_\_\_\_\_

(pareigos, vardas, pavardė)

\_\_\_\_\_ (parašas, data)

## IVADAS

Pastaruoju metu, sparčiai vystantis įvairioms technikos sritims nemažas dėmesys skiriamas žmogaus reabilitaciniams technikai ir priemonėms. Tai ypač palengvina gyvenimą patyrus traumą ar susižeidus. Viena iš tokių priemonių – ramentas. Dažnai ėjimas su standartiniais ramentais reikalauja nemažų fizinių ir emocinių pastangų, bei nueiti lygiai tokį patį atstumą kaip ir einant be jų, užtrunka žymiai ilgiau. Ši priemonė ilgą laiką buvo nepakitusi, tačiau atsiradus įvairiems tyrimo metodams patobulintas taip, kad būtų patogiau naudoti ir nekeltų didelio diskomforto. Kitas svarbus faktorius, kuris skatino tobulinti šią gana paprastą priemonę – tai, kad patyrus traumą žymiai sunkiau atlikti kasdieninius darbus.

Sukurtas („iWalk 2.0“) ramentas, yra gerokai pranašesnis, nei sąlyginai ilgą laiką egzistavę jo pirmtakai. Nepaisant didelių privalumų, tokių, kaip: einant su ramentu nereikia rankų pagalbos, bei tai, kad pati eisena panašėja į natūralią. Tačiau yra ir nemažai trūkumų, tokių kaip ilgai nešiojant tokį ramentą, dėl ilgą laiką sulenktos kojos, pablogėja kraujo apytaka, o tai svarbu reabilitacijos laikotarpyje. Einant su ramentu dalis raumenų ir kojos (klubo ir kelio) sąnariai patiria ganėtinai dideles apkrovas. Verta paminėti ir tai, kad „iWalk 2.0“ ramentas yra pakankamai sunkus.

Šiai problemai išspręsti, pasiūlytas kelio ramentas, kuris palengvintų gyvenimą patyrus (Achilo sausgyslės plyšimą, patempimą, kitų apatinės kojos dalies raiščių ar sausgyslių plyšimus ar patempus, pėdos kaulų trūkumus ar lūžius ir kt. ) traumą.

**Darbo tikslas** – Sukurti apatinės kojos dalies ramentą skirtą imobilizuoti traumotą apatinę kojos dalį įgalinantį 15° sulenkimą apie kelio sąnario skersinę ašį.

### **Darbo uždaviniai:**

1. Apžvelgti rinkoje esančius ramentus;
2. Ištirti ir išanalizuoti eiseną su skirtingais ramentais;
3. Suprojektuoti kelio ramentą bei aprašyti jo konstrukciją;
4. Atlikti ramento rėmo konstrukcijos skaitinę stiprumo analizę;
5. Atlikti kojos mosto judesio palyginamąją analizę.



## 1. LITERATŪROS APŽVALGA

Ramentas – tai mobili pagalbinė medicininė priemonė, skirta kompensuoti sužeistos galūnės (kojos) funkciją. Jis naudojamas, kai negalima pilnai atsiremti sužeista koja į pagrindą [1]. Ramentų yra įvairių tipų ir konstrukcijų, todėl kiekvienas bus trumpai aptartas, bei aptarti moksliniai straipsniai šia tematika. Šiame skyriuje aprašoma „AnyBody“ modeliavimo sistema ir jos galimybės.

### 1.1. Ramentai ir jų tipai

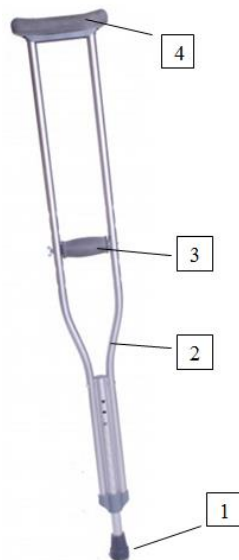
#### *Pažastinis ramentas*

Pažastiniai ramentai yra skirtingų konstrukcijų, tačiau atlieka tą pačią funkciją. Šia darbe išskiriama dažniausiai naudojami pažastiniai ramentai. Ramentas susideda iš šių dalių: guminės kojelės, rėmo, plaštakos ir pažastinės atramos (1.2 pav.). Guminė kojelę, plaštakos ir pažasties atramas galima lengvai pakeisti naujomis jei jos nusidėvi. Tiek plaštakos atramos, tiek pačio ramento aukštį galima reguliuoti, taip pritaikant ramentą prie žmogaus ūgio. Verta paminėti, kad šis ramentas gali būti skirtingų dydžių, pritaikytų: vaikams, suaugusiems, sunkesnio svorio žmonėms. Vaikstant šiuo ramentu labiausiai apkraunama plaštakos atrama, o pažastinė atrama mažiau, kuri skirta užtikrinti didesnę stabilumą, todėl didžiausia apkrova tenka alkūnės sąnariui, mažesnė peties sąnariui. Dažnas ramentas turi tamprą elementą (spyruoklę), kuris sumažina smūginę apkrovą tenkančią žmogaus kūnui (1.1 pav.). Rinkoje yra dvejų tipų ramentai, kurių rėmai pagaminti iš laminuotos medienos ir aliuminio lydinio. Esminis skirtumas tarp šių ramentų – svoris, iš aliuminio lydinio pagamintas ramentas lengvesnis (~100 g.), abu ramentai atlaiko maksimalią 100 kg. apkrovą. Trūkumai: apkraunami: riešo, alkūnės ir peties sąnariai, nekomfortiški, einant reikia nemažų fizinių pastangų, bei naudojamos abi rankos, mažas stabilumas.

Pradinė šio ramento kaina Lietuvoje prasideda apytikriai nuo 10 € ( 34,53 Lt).



1.1 pav. Spyruoklė sumontuota ramento rėme [2]

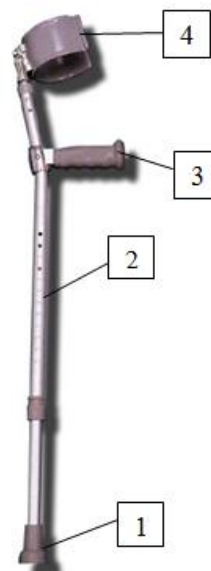


**1.2 pav.** Pažastinis ramentas. Guminė kojelė – 1, rėmas – 2, plaštakos atrama – 3, pažastinė atrama – 4 [3]

### *Alkūninis ramentas*

Jis dar kitaip vadinamas „Lofstrand“ ramentu. Šio tipo ramentas pasižymi ypač paprasta konstrukcija, kurią sudaro: guminė kojelė, rėmas, atrama plaštakai ir „rankogalis“ (1.3 pav.), tačiau yra skirtingų šio tipo ramentų konstrukcijų ir modifikacijų. Dažniausiai šio ramento rėmas gaminamas iš aliuminio lydinio. Kaip ir pažastinio ramento, labiausiai apkraunama plaštakos atrama, „rankogalis“ tik dėl stabilumo. Plaštakos atramos ir „rankogalio“ aukštį galima reguliuoti, tačiau yra ramentų, kurie turi tik viena reguliavimo funkciją, leidžiančią reguliuoti tik plaštakos atramos aukštį. Paveiksle pavaizduotas alkūninis ramentas, kurio svoris 550 g., o maksimali apkrova gali siekti iki 100 kg. Šio ramento trūkumai tokie paties kaip ir pažastinio ramento.

Paprasčiausios konstrukcijos ramento pradinė kaina nuo 7 € (24, 17 Lt).

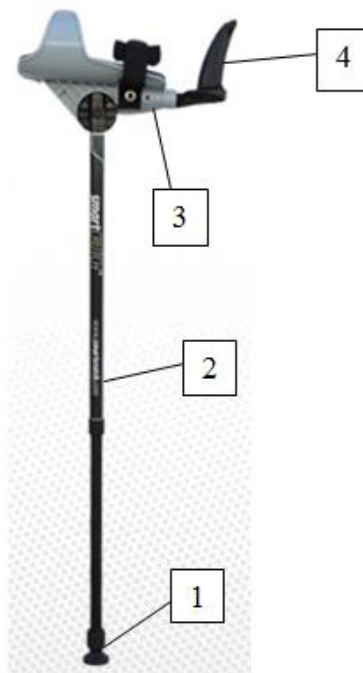


**1.3 pav.** Alkūninis ramentas. Guminė kojelė – 1, rėmas – 2, plaštakos atrama– 3, „rankogalis“ – 4 [4]

#### **„Sumanusis“ ramentas**

Skirtingai nei prieš tai minėti ramentai, šis ramentas apkrovą priima ne tik plaštakos bet ir alkūnės atrama, o tai labai svarbu žmonėms kenčiantiems chronišką sąnarių skausmą (riešo, peties ir kt.). Apkrova pasiskirsto tolygiau, nei prieš tai aprašytuose ramentuose. Ramento konstrukciją sudaro: guminė kojelė, rėmas, alkūnės ir plaštakos atramos (1.4 pav.). Ramento aukštis ir alkūnės atramos pasisukimo kampas gali būti reguliuojamas, pagal žmogaus poreikius ir fiksuojamas jam patogioje padėtyje. Ramentas pagamintas naudojant lengvas, bet tvirtas medžiagas, pavyzdžiui rėmas pagamintas iš anglies pluošto. Atskirai gaminami ramentai tiek dešiniai, tiek kairiai rankai. Trūkumai: einant reikalingos abi rankos, atskirai rankai reikia pirkti skirtingą ramentą.

Ramento kaina \$64,95 USD (~ 206 Lt).



**1.4 pav.** „Sumanusis“ ramentas. Guminė kojelė – 1; rėmas – 2; alkūnės atrama – 3; plaštakos atrama – 4 [5]

#### **„iWalk 2.0“ ramentas**

Tai ramentas, kuris pritvirtinamas, prie žmogaus šlaunies ir blauzdos (1.5 pav.). Visa apkrova tenka blauzdos atramai, kuri perduodama klubo sąnariui. Kaip ir prieš tai aptarti ramentai, šis ramentas turi kelis konstrukcijų tipus, tačiau aptarsiu tik vieną. Konstrukcija palyginti su prieš tai aptartais ramentais yra sudėtingesnė, susideda iš: kojelės pado, rėmo, blauzdos atrama, tvirtinimo dirželiai (1.6 pav.) Blauzdos atramos aukštį galima reguliuoti, pagal poreikį. Šio ramento trūkumai: netinkamas, jei sužeidimas virš kelio, koja per kelio sąnarį negali susilenkti 90° kampu; žmogaus kūno svoris didesnis nei 125 kg; nepritaikytas mažo ūgio žmonėms; ramento svoris apie 2,1 kg. Svarbu paminėti, kad stovint ar einant su šiuo ramentu, sutrinka kraujotaka sužeistoje kojoje, nes koja ilgai būna sulenkta per kelio sąnarį ir fiksuota vienoje padėtyje. Tai ne tik nepatogu žmogui, bet ir kartu pailgėja gijimo laikotarpis. Pagrindiniai privalumai: einant ar stovint nereikalinga rankų pagalba, padidėja mobilumas bei žmogaus aktyvumas, gana greitai išmokstama vaikščioti su šiuo ramentu [6]. „iWalk 2.0“ kaina \$149 USD (~470 Lt).



**1.5 pav.** „iWalk 2.0“ pritvirtintas prie žmogaus [7]



**1.6 pav.** „iWalk 2.0“ ramentas. Kojelės padas – 1, rėmas – 2, blausdos atrama - 3, tvirtinimo dirželiai – 4 [7]

Kiekvienas ramentas turi tenkinti nemažai reikalavimų. Turi būti ergonomiški, lengvi tuo pačiu stiprūs, standūs, ilgaamžiški, funkcionalūs, medžiagos iš kurių pagaminti ramentai, turi nekelti pavojaus žmogaus sveikatai.

## 1.2. Mokslinių straipsnių apžvalga

Mokslinių tyrimų su ramentais yra atlikta pakankamai nemažai, tačiau mano nagrinėjama tematika jų nėra daug. Todėl aptarsiu tik pačius svarbiausius. Viename iš tyrimų, kuriame nustatyta kūno dalių judėjimas, einant neteisinga su ramentais. Pastebėta, kad tiksliausiai yra tirti šlaunies judėjimą, nes duomenys gaunami einant neteisingai su ramentais yra patys reikšmingiausi. Todėl autoriai rekomenduoja tyrimams su ramentais, naudoti gautą informaciją iš šlaunies judėjimo. Tyrimas atliktas naudojant pažastinius ramentus, CCD kameras, LCD projektorių bei pagreičio matuoklį [8]. Kitas tyrimas, kuris buvo atliktas siekiant išsiaiškinti dirbtinio klubo sąnario apkrovos sumažėjimą einant su ramentais. Tyrimas atliktas žmonėms su pakeistu klubo sąnariu, einant su alkūniniais ramentais. Tyrime nustatyta, kad vidutiniškai apkrova sumažėja apie 25% [9].

Vienas tyrimas atliktas palyginti skirtingų tipų ramentus (pažastinius, alkūninius ir naujojo dizaino, sukurto straipsnio autorių (1.7 pav.)).



**1.7 pav.** Straipsnio autorių sukurtas ramentas [10]

Tyrime buvo matuojama deguonies sunaudojimas ir stebimas eisenos stabilumas einant su ramentais. Tyrime nustatyta, kad naujojo tipo ramentas yra žymiai pranašesnis, nei anksčiau paminėti. Straipsnio autoriai pastebi, kad einant su ramentu nereikalinga rankų pagalba [10]. Kitas tyrimas, kuris atliktas norint palyginti pažastinį ir alkūninį ramentus, biomechaniniu požiūriu. Tyrime naudota „švytavimą už ramento“ ėjimo techniką, visi užduotieji parametrai buvo vienodi. Žymekliais sužymėtas tiriamasis buvo filmuojamas video kamera (30 kadrų per sekundę). Nustatyta, kad ėjimo su alkūniniais ramentais ciklas trunka 1,33 s., o su pažastiniais ramentais 1,43 s. Šlaunies ir kulkšnies judesių amplitudė buvo žymiai mažesnė alkūninio ramento, nei pažastinio, pasak autorių to pilnai pakanka rekomenduoti alkūninius ramentus [11].

Šiame darbe nagrinėjamas ėjimas su ramentais ir be jų, taip pat jie lyginami tarpusavyje. Todėl svarbu žinoti, kas yra eisenos analizė.

### **1.3. Eisenos analizė**

Ėjimas – tai viso kūno perkėlimas erdvėje koordinuotais sukamaisiais kūno segmentų judesiais. Normaliam ėjimui būdingas ritmiškai pakaitomis pasikartojantis kojų perstatymas pirmyn pernešant kūno svorį nuo vienos ant kitos kojos. Taigi ėjimas yra dviejų kinematinių grandinių (apatinių galūnių, susidedančių iš sujungtų segmentų) ir viršutinės kūno dalies (galvos, rankų ir liemens) masės tarpusavio sąveikos rezultatas. Ėjimas reikalauja: gebėjimo išlaikyti pusiausvyrą stovint; perkelti kūno svorį nuo vienos ant kitos kojos; pakelti vieną koją nuo atramos ir pastatyti ją

priekyje kitos kojos pēdas. Tai atlikti būtina tam tikra koordinācija, pusiausvra, sārniņu ir raumuņu integralumas (veiklos vientisumas). Pagrindiniai ģjimo tiksli ir šie: išlaiķyti kūno svori, remtis viena koķa, moķant koķa pirmyn ķengti ģ prieki, išlaiķyti tiesu kūnā ir pusiausvri.

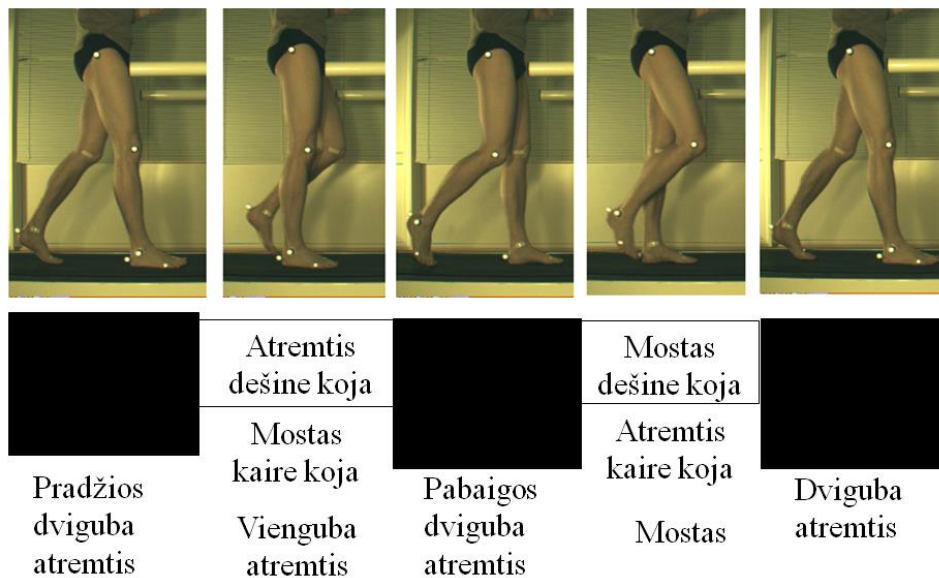
Išķskiriami trys pagrindiniai ģjimo analizēs būdai: Paprasčiausias iš jū – ģjimo ciklā padalyti ģ tam tikras dalis pagal periodiškai kintanti pēdu kontaktā su atrama, t. y. sudaryti ģjimo ciklo struktūri, paremtā periodiškai kintančia atrama. Antrasis būdas – registruoti ir analizuoti laiko ir erdvēs ģjimo ķingsnio parametrus. Trečiaisis – nustatyti svarbiausias funkķines ģjimo ciklo fazes. ģjimo ciklas suprantamas kaip tos paķios koķos atremties ir mosto pirmyn iki kitos koķos atremties periodiķkas pasikartojimas. ģjimo ciklā galima dalyti ģ dvi fazes: atremties ir mosto (1.7 pav.). ģjimo ciklo periodai su detalesniu paaiķkinimu pateikti 1.8 paveiksle.



Atremties

Mosto

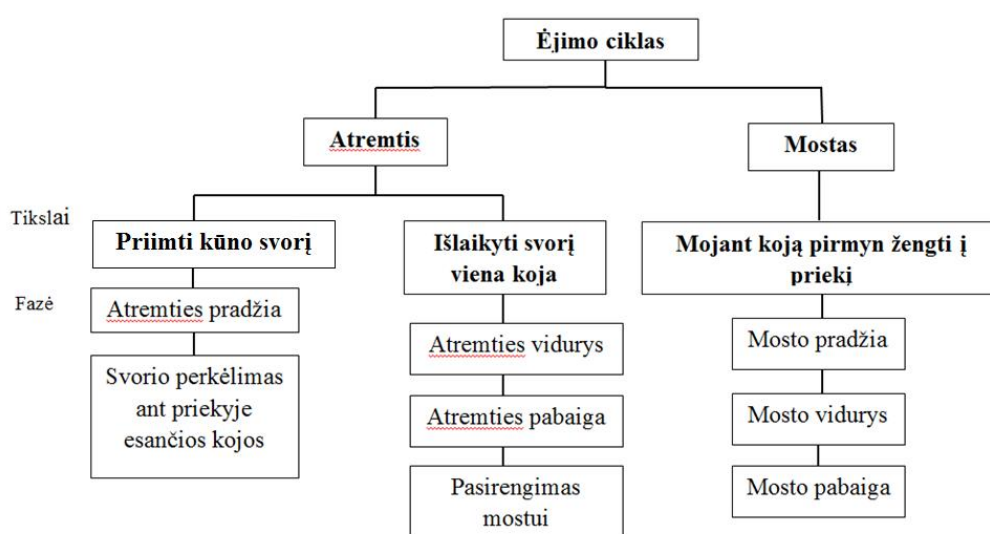
**1.7 pav.** ģjimo ciklo fazēs: atremties ir mosto [12]



**1.8 pav.** ģjimo ciklo periodai

Atremtis sudaro apie 60 proc. viso ciklo trukmės: pradžios ir pabaigos dviguba atremtis sudaro po 10 procentų, vienguba atremtis – apie 40 procentų. Vienos kojos viengubos atremties trukmė yra lygi kitos kojos mosto trukmei, nes šie veiksmai vyksta vienu metu.

Ciklo fazių trukmę ir ėjimo greitį sieja atvirkštinė priklausomybė: didėjant ėjimo greičiui, mažėja ciklo fazių trukmė ir atvirkščiai. Ėjimo greitis keičia ir atremties fazių santykį: didėjant greičiui, ilgėja vienguba atremtis ir trumpėja dviguba. Dviguba atremtis yra pagrindinė ėjimo charakteristika, skirianti ėjimą nuo kitos žmogaus lokomocijos rūšies – bėgimo: didėjant ėjimo greičiui, dvigubos atremties trukmė mažėja, kol viena laikis abiejų pėdų kontaktas su atrama visai išnyksta, pradedama bėgti. Ėjimo ciklo funkcinė struktūra pateikta 1.9 paveiksle.



1.9 pav. Ėjimo ciklo funkcinė struktūra

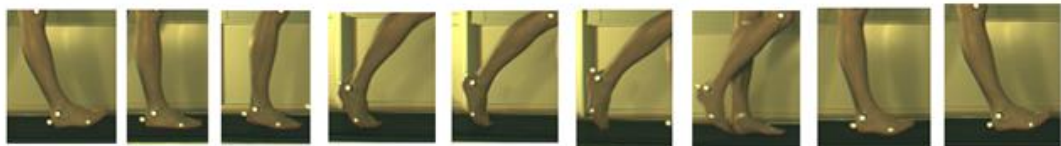
Priimti kūno svorį yra vienas iš sunkiausių ėjimo tikslų. Būtina gebėti atlikti tris funkcijas: absorbuoti smūgį, išlaikyti tvirtą (stabilią, tiesią) koją, išlaikyti ar tęsti judėjimą pirmyn. Šį tikslą pasiekti apsunkina tai, kad po mosto pastatyta ant atramos koja turi priimti kūno svorį, nors kūnas dar nėra pakankamai stabilus, kūno masės centro projekcija nėra atramos ploto centre. Šis tikslas realizuojamas per dvi fazes: kontakto pradžios ir svorio perkėlimo ant priekyje esančios kojos. Atremties pradžios fazės (pirma fazė) tikslas: pastatyti koją taip, kad naudojantis kulnu kaip pavaža būtų kuo lengviau pereiti į dvigubą atremtį. Ši fazė prasideda, kai pėda paliečia atramą. Sveiki žmonės koją stato ant kulno. Esant ėjimo sutrikimams koja gali būti statoma pilna pėda arba ant pirštų. Sąnarių padėtys turi garantuoti kojos gebėjimą priimti svorį. Svorio perkėlimas ant priekyje esančios kojos fazės (antra fazė) tikslas: absorbuoti smūgį, užtikrinti pusiausvyrą, tęsti judėjimą



pirmyn. Ši fazė prasideda nuo pėdos kontakto su atrama pradžios ir tęsiasi iki kitos kojos pėdos pakėlimo nuo atramos. Šios fazės pabaiga sutampa su dvigubos atremties pabaiga.

Išlaikyti svorį remiantis viena koja. Pakėlus mojamą koją nuo atramos prasideda vienguba atremtis, kuri tęsiasi iki momento, kai mojama koja vėl paliečia koja. Šios fazės metu visą kūno svorį turi išlaikyti viena koja. Be to, ji turi gebėti kontroliuoti kūno pusiausvyrą strėlinėje ir kaktinėje plokštumose. Šis tikslas realizuojamas per dvi fazes: atremties vidurį ir atremties pabaiga. Atremties vidurio fazės (trečia fazė) tikslas: judėti pirmyn nejudančios pėdos atžvilgiu, išlaikyti kojos ir liemens stabilumą. Ši fazė prasideda, kai mojama koja pakeliama nuo atramos, o baigiasi, kai kūno svoris pradeda spausti priekinę pėdos dalį. Atremties pabaigos fazės (ketvirta fazė) tikslas: tęsti judėjimą pirmyn remiantis pėdos priekine dalimi. Fazė prasideda kulnui pakilus nuo atramos ir tęsiasi, iki mojama koja pastatoma ant atramos. Šios fazės metu svoris perkeliamas ant pėdos pirštų.

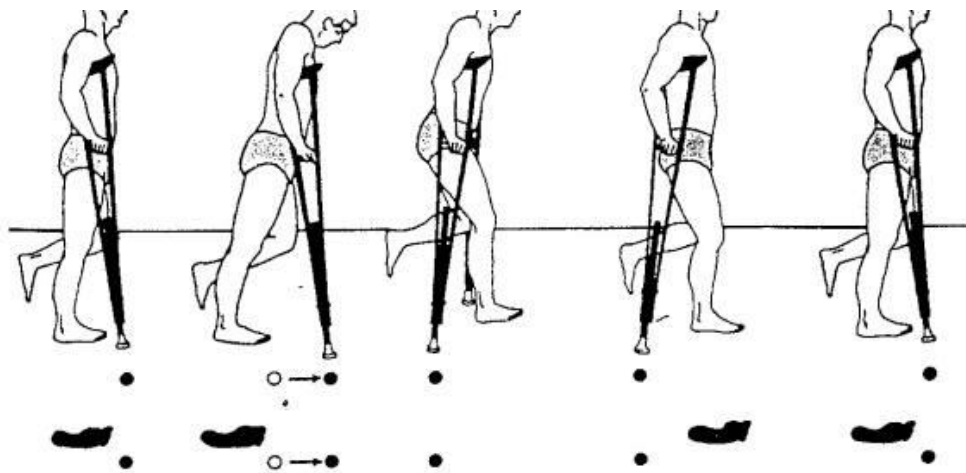
Mojant koją pirmyn žengti į priekį; mojamoms kojos tikslui pasiekti būtina pasirengimo fazė atremties pabaigoje. Po atsispyrimo koja kaip švytuoklė juda pirmyn iki kito salyčio su atrama. Mostas skaidomas į keturias fazes: pasirengimas mostui, mosto pradžia, mosto vidurys ir pabaiga. Pasirengimo mostui fazės (penkta fazė) tikslas: kojai užimti tokią padėtį, kuri leistų atlikti greitą mostą pirmyn. Fazės pradžia ir pabaiga sutampa su dvigubos atremties pradžia ir pabaiga. Kol koja laiko kūno svorį, ji negali pereiti į mostą ir suteikti kūnui judėjimą pirmyn. Išsilaisvinusi nuo svorio koja pasiruošia mostui. Mosto pradžios fazės (šešta fazė) tikslas: neužkliūti už atramos, pasirengti žengti pirmyn. Ši fazė sudaro trečdalį mosto trukmės. Ji prasideda pirštų pakėlimu nuo atramos ir baigiasi priartėjus pėdai prie priešingos kojos pėdos (kojos atremties fazėje). Mosto vidurys fazės (septinta fazė) tikslas: tęsti judėjimą pirmyn, neužkliūti už atramos. Ši fazė prasideda, kai mojamoms kojos pėda pasiekia atramoje esančios kojos pėdą, o baigiasi, kai mojamoms kojos blauzda pasiekia vertikalią padėtį (klubo ir kelio lenkimo kampai yra lygūs). Mosto pabaigos fazės (aštunta fazė) tikslas: užbaigti žingsnį, pasirengti kojai priimti kūno svorį. Fazė prasideda nuo momento, kai blauzda pasiekia vertikalią padėtį, ir tęsiasi, iki pėda paliečia atramą. Žingsnis pasibaigia, kai blauzda yra priešais šlaunį (1.10 pav.).



Atremtis					Mostas			Atrama kulnu
Atrama kulnu	Pėdos pastatymas	Kulno pakėlimas	Atsispyrimas	Pirštų pakėlimas	Greitėjimas	Mosto vidurys	Lėtėjimas	
0 proc.	15 proc.	30 proc.	45 proc.	60 proc.	70 proc.	85 proc.	100 proc.	

**1.10 pav.** Pėdos padėties kitimas žingsnio metu

Ėjimas su ramentais labai skiriasi nuo paprasto ėjimo, nes traumuotos kojos funkcijas turi atstoti ramentai. Ėjimą su ramentais galima suskirstyti į šias technikas: keturių taškų, trijų taškų, dviejų taškų, „švytavimą už ramentų“, „švytavimą iki ramentų“, trikojo. Tyrimuose naudojama „švytavimą už ramento“ ėjimo technika, todėl ji trumpai aptariama (1.11 pav.).



**1.11 pav.** Ėjimo su alkūniniais ramentais ciklas („švytavimas už ramento“) [13]

„Švytavimą už ramento“ galima skirstyti į penkiomis pagrindinėmis fazėmis. Pirmoji fazė, kurioje ramentus žmogus pastato prieš save, rankomis įsiremiama į ramentus, sveikąją koją atsiremiama į paviršių, pilna pėda, kūnas tiesus, traumuota koja viso ciklo metu pakelta virš žemės paviršiaus. Antroje fazėje žmogus pilnai atsiremia į ramentus rankomis, bei palinksta į priekį ir atsispiria. Kitoje fazėje žmogus perkelia kūno svorį už ramentų išilginės ašies. Ketvirtoje fazėje, sveikąją koją pastatoma pilna pėda ant paviršiaus, pilnai remdamasis į ją, kūno svoriu. Paskutinė fazė tokia pat kaip ir pirmoji, ciklas kartojasi.

#### **1.4. „AnyBody“ modeliavimo sistema**

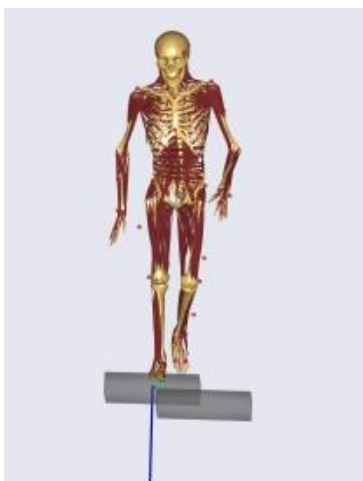
„AnyBody“ modeliavimo sistema (AMS) - tai raumenų - kaulų modeliavimo sistema, kuri leidžia atlikti biomechaninę analizę su žmogaus kūno modeliu arba kartu su jį supančia aplinka. Žmogaus kūno modelis gali būti papildomas: dirbtiniais sąnariais juos „implantuojant“; prie modelio pritvirtinant egzoskeletą ar kitą įrenginį; aplinka, kurioje atlieka tam tikrus veiksmus (pavyzdžiui modelis išlipa iš vilkiko kabinos). AMS leidžia modeliuoti ir analizuoti bet kokią raumenų – kaulų sistemą tame tarpe žmogaus, paukščio, žuvies, arklio ir pan. Sistemoje jau yra sumodeliuotas žmogaus kūno modelis, kuris savyje talpina daugumą kaulų, sąnarių, raiščių ir raumenų atitinkančių žmogaus anatomiją. Pagal nutylėjimą žmogaus kūno modelio sudėjimas

sistemoje yra vidutinio europiečio vyro ( 1.76 m, 75 kg), bet modelis gali būti koreguojamas pagal vartotojo poreikius. Galima pakeisti modelio ūgį ir svorį arba atskirų segmentų ilgį modelyje (kaulų), taip pat galima padaryti modelį fiziškai stipresnį arba silpnesnį.

Programoje yra naudojama „*AnyScript*“ programavimo kalba – tai objektinio programavimo kalba leidžianti aprašyti objektus ir sąveiką tarp jų. Ši programavimo kalba mažai skiriasi nuo kitų gerai žinomų programavimo kalbų: C, C++, Java.

Svarbu paminėti, kad AMS galima naudoti: duomenis gautus, atlikus tyrimą su 3D judesių analizės ir matavimo sistema; įvestinius duomenis tokius kaip: žmogaus kūno judesys (pridedant pagreitį prie kūno segmento) ar išorinė jėga, pagal juos apskaičiuojama kiekvieno raumens atsakas į užduotą dydį bei atramos reakcijos jėgos ir momentai veikiantys sąnariuose. Kitaip tariant sprendžiamas atvirkštinis dinamikos uždavinys.

„*AnyBody*“ modeliavimo sistemos pritaikymas gana platus, tačiau daugiausia taikoma šiose srityse: ortopedijoje, kuriant ir vystant naujo tipo implantus minimizuojant veikiančias apkrovas sąnariuose ir implantuose; automobilių ergonomikos srityje, nustatant sėdynės, vairo, rankenėlių bei kitų automobilyje esančių elementų padėtį; darbo ergonomikoje optimizuojant darbo vietą; produkto kūrimo srityje, analizuojant ir optimizuojant galutinio produkto dizainą; sporto įrenginių kūrimo srityje; aeronautikos ir kosminės aviacijos srityje. AMS turi sąsają su kitais programų paketais tokiais kaip: „*Solidworks*“, „*Ansys*“ ir „*Abaqus*“ [14].

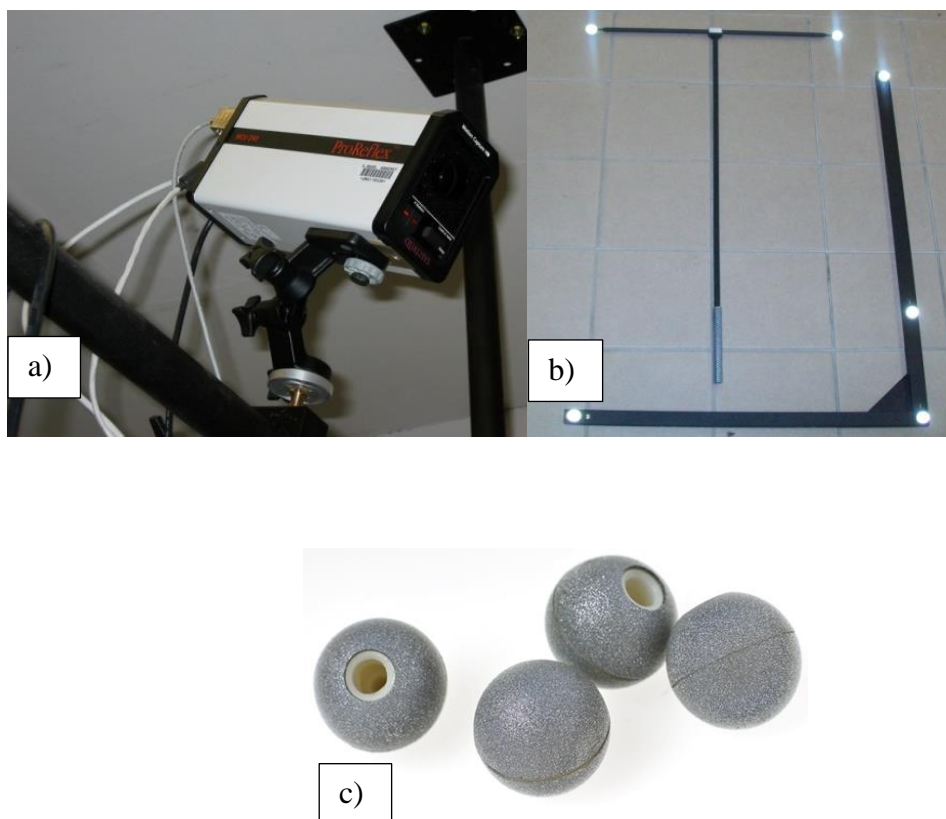


**1.12 pav.** Žmogaus kūno modelis „*AnyBody*“ modeliavimo sistemoje [15]

## 2. EISENOS SU RAMENTAIS TYRIMAS

### 2.1. Tyrimų metu naudota įranga

Judesių analizės tyrimai buvo atlikti naudojant judesių analizės ir matavimo sistemą „Qualisys“, kurią sudaro šešios didelio dažnio „ProReflex“ kameros (500 kadrų per sekundę) (2.1 a pav.), kalibravimo komplektas (2.1 b pav.), šviesą atspindintys žymekliai (2.1 c. pav.), programinė įranga „Qualisys Track Manager“ ir asmeninis kompiuteris. Judesių analizės ir matavimo sistema „Qualisys“ galima išmatuoti atliekamo judesio greitį, pagreitį, poslinkį ir kampus tarp kūno segmentų. Gauti duomenys gali būti panaudojami medicinoje, reabilitacijoje, sporte, pramonėje, žaidimų bei filmų kūrime. Tyrime taip pat buvo naudota jėgos plokštė.



2.1 pav. Judesių analizės ir matavimo sistema „Qualisys“: a) „ProReflex“ kamera; b) kalibravimo komplektas; c) žymekliai

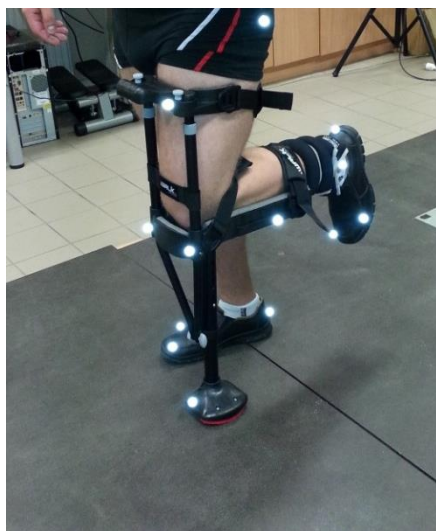
## 2.2. Tyrimo metodika

Šiame tyrime tirti du ramentus – tai alkūninis ir „iWalk 2.0“. Tyrime dalyvavo 23 metų vyriškos lyties asmuo, sveriantis 105 kilogramus, 180 cm ūgio. Tiriamasis neturėjo kaulų – raumenų sistemos sužalojimų, kurie galėtų įtakoti tyrimo rezultatus, taip pat jis neturėjo didelės patirties vaikščiojant su pasirinktais ramentais. Prieš atliekant tyrimą, tiriamasis buvo apmokytas kaip teisingai eiti su ramentais. Tiriamasis buvo apklijuotas 15 šviesą atspindinčių žymeklių, kurie tvirtinami ant odos paviršiaus, atitinkamuose kūno taškuose: kryžkaulio, viršutinių priekinių klubakaulių dyglių, šlaunikaulių gūbrių, šlaunikaulių ankrumplių, čiurnos sąnarių, kulnų, didžiųjų ir mažųjų pėdos pirštų. Ramentai, taip pat buvo sužymėti žymekliais: alkūninis ramentais 4 žymekliai, kurie sudarė menamą tiesę liniją, o „iWalk 2.0“ ramentas 7 žymekliais, kurie priklijuoti taip, kad sudarytų ramento rėmą (2.2 pav.).



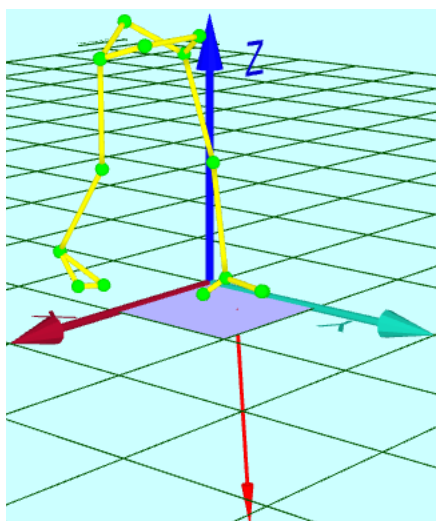
**2.2 pav.** Ramentai sužymėti žymekliais: a ) alkūninis; b) „iWalk 2.0“

Pirma, buvo einama be ramentų, ant apytikriai 6 metrų ilgio platformos įprastu tiriamajam greičiu, nesistengiant užlipti ant jėgos plokštės, bei grįžtama atgal ir taip pakartojant 3 kartus. Vėliau sekė vaikščiojimas su vienu alkūniniu ramentu, po to su dviem ir galiausiai su „iWalk 2.0“ ramentu, tokiu pačiu metodu kaip ir einant be ramentų, t.y. einant paprastai. Tačiau einant su ramentais buvo imituojama, kad yra „sužeista“ kairė koja, todėl ant blauzdos buvo pritvirtinti 2 maišeliai su svoriais, kurie imituotų gipso ar kito įtvaro svorį (maišelių svoris 2,3 kg.) (2.3 pav.).



**2.3 pav.** Ėjimas su „iWalk 2.0“ ramentu

Einant su vienu ramentu, kairė koja buvo priminama, tačiau didesnė kūno svorio dalį pernešdavo ramentas. Naudojant du ramentus, kairė koja buvo visiškai pakelta virš grindų ir einama buvo „švytavimo už ramentų“ ėjimo technika. Ramentas „iWalk 2.0“ buvo dėvimas ant kairės kojos ir sureguliuotas pagal tiriamojo ūgį, einant nebuvo laikomasi už ramento. Kaip ir buvo minėta ankščiau tyrimas buvo fiksuojamas „Qualisys“ judesių analizės ir matavimo sistema, 100 kadrų per sekundę dažniu, o duomenys išsaugojami „Qualisys Track Manager“ programos pagalba (2.4 pav.).

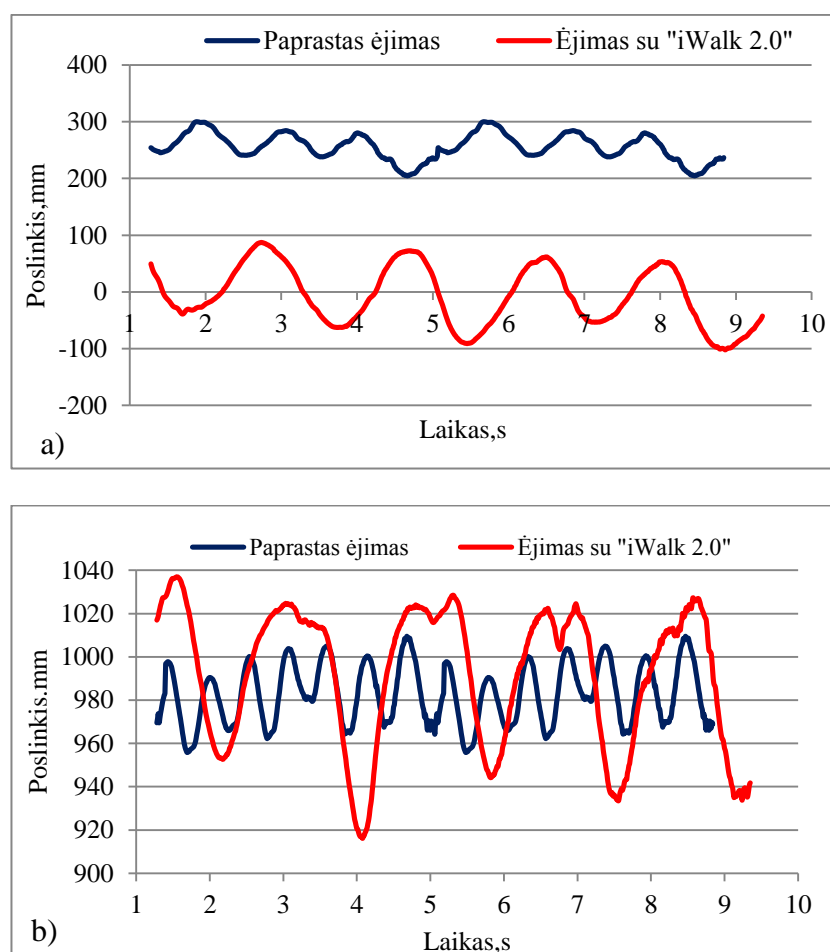


**2.4 pav.** Paprastas ėjimas „Qualisys Track Manager“ programos aplinkoje

### 2.3. Tyrimo duomenų analizė ir rezultatai

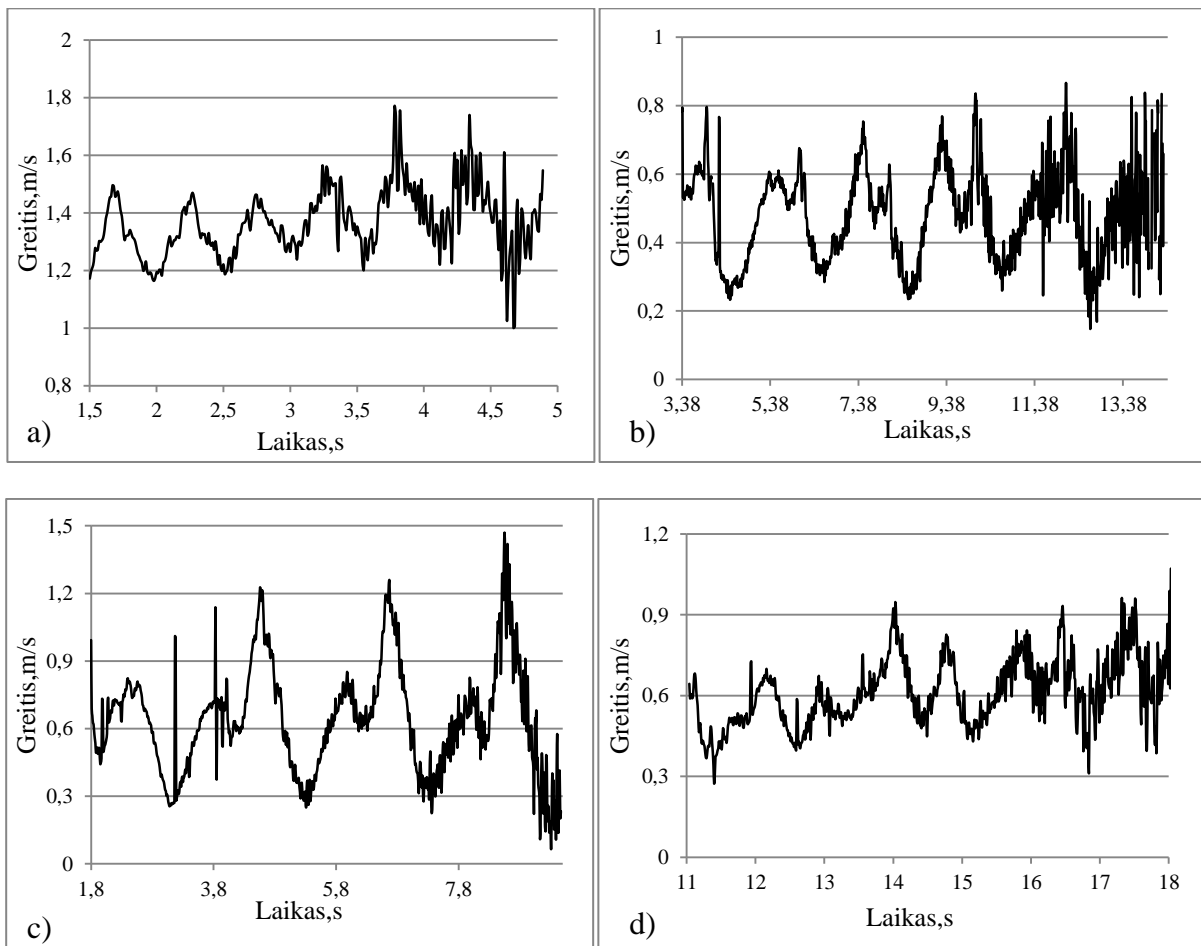
Tyrimo duomenys buvo apdoroti pasinaudojant „Qualisys Track Manager“ ir „Microsoft Excel“ programų paketais. Analizuoti pasirinktos šios charakteristikos: poslinkis, vidutinis greitis, vidutinis žingsnio ilgis, bei trukmė ir maksimali vidutinė atramos reakcijos jėga.

Panašaus pobūdžio tyrimuose, poslinkis analizuojamas, kaip viena pagrindinių charakteristikų, todėl pasirinkta analizuoti žymeklio užklijuoto ant kryžkaulio duomenys. Pasirinktos analizuoti poslinkio dedamosios x ir z kryptimis, nes jos gerai atspindi poslinkio kitimą einant paprastai ir einant su „iWalk 2.0“ ramentu, šis kitimas pateiktas 2.5 paveiksle. Iš grafikų matyti, kad daugiau nei du kartus, poslinkis didesnis tiek x, tiek z ašis kryptimi, einant su „iWalk 2.0“, ramentu.



**2.5 pav.** Einant paprastai ir einant su „iWalk 2.0“ ramentu: a) poslinkis x ašies kryptimi;  
b) poslinkis z ašies kryptimi

Vidutiniam greičiui analizuoti pasirinktas žymeklis užklijuotas ant kryžkaulio, nes jis geriausiai atspindi viso kūno judėjimą. Vidutinis greitis gaunamas susumavus visų ėjimo bandymų vidutinius greičius. Visų keturių, ėjimo paprastai ir su ramentais pirmųjų ciklų grafikai pateikti 2.6 paveiksle, o vidutinio greičio reikšmės pateiktos 2.1 lentelėje.



**2.6 pav.** Vidutinio greičio grafikai: a) paprastas ėjimas; b) ėjimas su vienu ramentu; c) ėjimas su dviem ramentais; d) ėjimas su “*iWalk 2.0*” ramentu



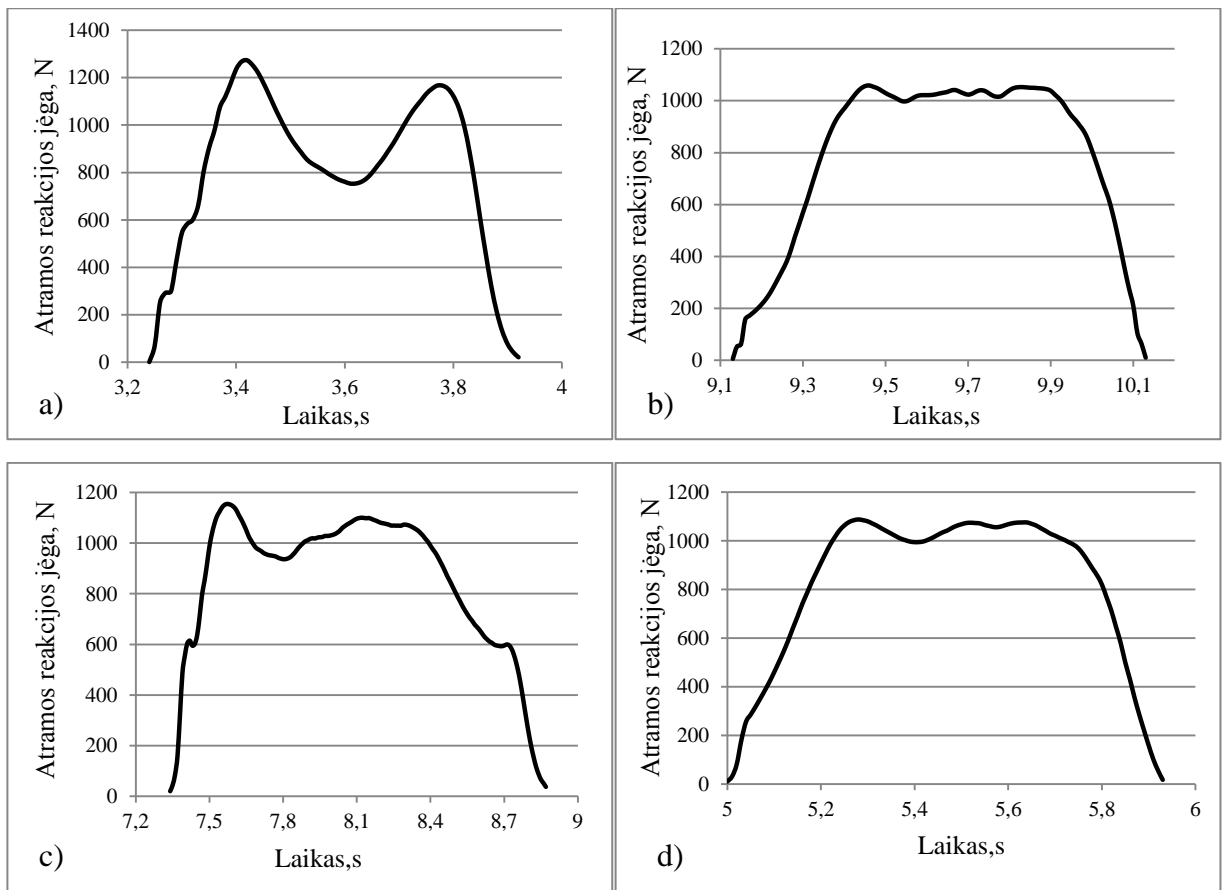
## 2.1 lentelė Tyrimo rezultatai

	Paprastas ėjimas	Ėjimas su vienu ramentu	Ėjimas su dviem ramentais	Ėjimas su "iWalk 2.0"
Vidutinis greitis, m/s	1,34	0,47	0,59	0,56
Vidutinis žingsnio ilgis, m	1,48	0,87	1,23	0,89
Vidutinė žingsnio trukmė, s	1,11	2,08	2,13	1,79
Maksimali vidutinė atramos reakcijos jėga, N	1299,7	1065,11	1076,73	1101,01

Iš gautų rezultatų, bei grafikų matyti, kad ėjimo vidutinis greitis, einant paprastai yra du kartus didesnis už ėjimą su ramentais. Mažiausias vidutinis greitis yra einant su vienu ramentu, tačiau ne daug skiriasi nuo kitų ėjimo bandymų.

Kitos charakteristikos, kurios nagrinėjamos – tai vidutinis žingsnio ilgis ir vidutinė žingsnio trukmė. Vidutiniam žingsnio ilgiui analizuoti pasirinktas ant dešinės kojos kulno užklijuotas žymeklis, nes žingsnis prasideda ir baigiasi nuo kulno atsiremimo į pagrindą fazės. Iš 2.1 lentelėje pateiktų duomenų matyti, kad vidutinis žingsnio ilgis – didžiausiais einant paprastai, o mažiausias – einant su vienu ramentu. Lyginant duomenis tik tarp ėjimo bandymų su ramentais, vidutinis žingsnio ilgis didžiausias einant su dviem ramentais. Vidutiniai žingsnio trukmei analizuoti pasirinktas toks pat taškas kaip ir prieš tai minėtai charakteristikai. Ilgiausiai vidutiniškai vienas žingsnis trunka einant su dviem ramentais, o trumpiausiai einant paprastai. Tarp skirtingų ėjimo bandymų su ramentais mažiausiai trunka, ėjimas su "iWalk 2.0" ramentu.

Atramos reakcijos jėga, matuojama jėgos plokšte, statant kairę koją ant jos (išskyrus einant su dviem ramentais statoma dešinė koja). Jėgos plokšte galima matuoti 3 jėgos dedamąsias, darbe analizuojama jėga statmena jėgos plokštei ( $F_z$  dedamoji). Atramos reakcijos jėgos grafikai, pateikti 2.7 paveiksle, tai pirmo ciklo metu gauti duomenys. Iš grafikų ir 2.1 lentelėje pateiktų duomenų matyti, kad didžiausia atramos reakcijos jėga – einant paprastais, o mažiausia – einant su vienu ramentu. Didžiausia vidutinė atramos reakcijos jėga einant paprastai gaunama, dėl didesnio vidutinio greičio.



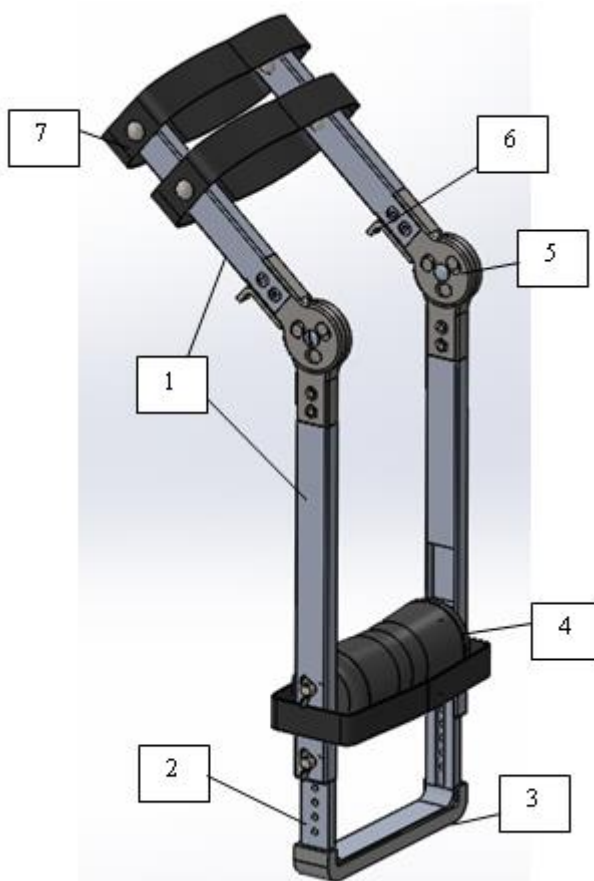
**2.7 pav.** Atramos reakcijos jėgos grafikai: a) paprastas ėjimas; b) ėjimas su vienu ramentu; c) ėjimas su dviem ramentais; d) ėjimas su "iWalk 2.0" ramentu

Tiriamąjį nuomone, sunkiausia buvo eiti su dviem alkūniniais ramentais, nes reikalauja daugiausia fizinių jėgų. Ėjimas su "iWalk 2.0" ramentu, buvo kiek neįprastas, tiriamąjį nuomone po tyrimo jautėsi didesnis nuovargis šlaunies keturgalvio raumenyje, taip pat didesnis spaudimas į blauzdikaulį ir mažas amortizacija einant su šiuo ramentu.

### 3. KELIO RAMENTO PROJEKTAVIMAS

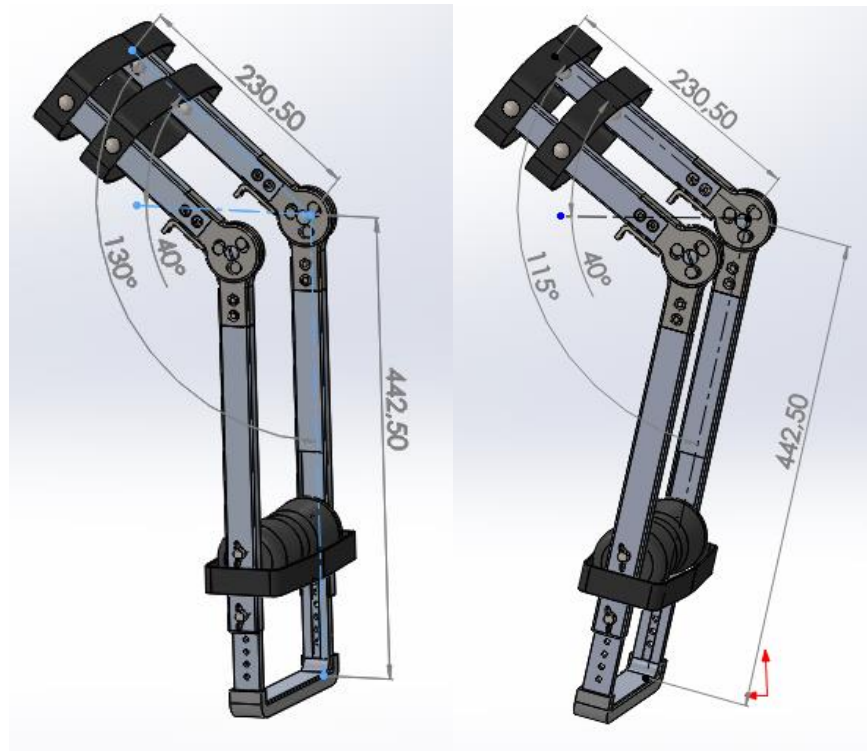
Remiantis literatūros apžvalga ir tyrimo duomenimis, nuspręsta suprojektuoti funkcionalesnį ir patogesnį ramentą, skirtą imobilizuoti apatinę kojos dalį. Projektavimui pasitelkta erdvinio modeliavimo programa „SolidWorks“. Naujam ramentui iškelti šie reikalavimai:

- Ramentas, turi leisti judinti sužeistos kojos apatinę galūnę, per kelio sąnario skersinę ašį, ėjimo metu, 15°;
- Užtikrinti traumuotos apatinės kojos dalies stabilumą;
- Atlaikyti 100 kg maksimalią apkrovą;
- Ėjimo metu, žmogui nereikėtų naudotis rankų pagalba;
- Sverti mažiau nei 3 kg.



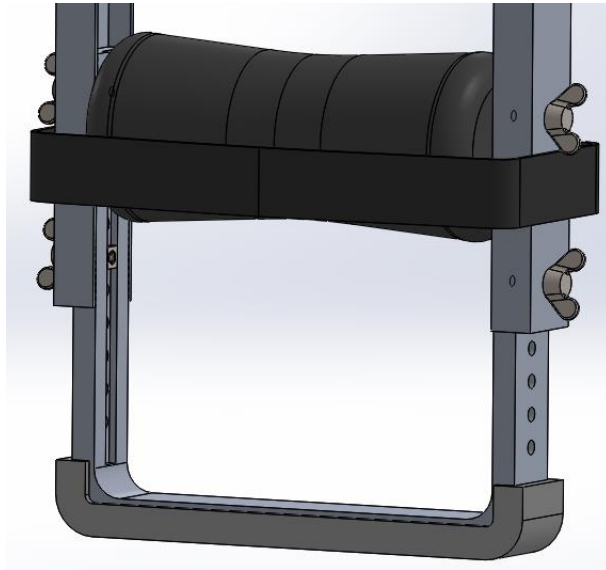
**3.1 pav.** Kelio ramentas. Rėmas – 1, atrama – 2, padas – 3, įtvoro atrama – 4, apribojantis judesį lankstas – 5, fiksatorius – 6, šlaunies atramos – 7

Šiame paveiksle (3.1 pav.) pateiktas ramentas suprojektuotas remiantis 1,76 m ūgio ir sveriančio 75 kg žmogaus antropometrinius parametrus. Šis ramentas pasižymi funkcija, kuri leidžia einant ramento apatinę dalį, kartu su traumuota koja ir įtvaru palenkti  $15^\circ$  per kelio sąnarį (3.2 pav.).



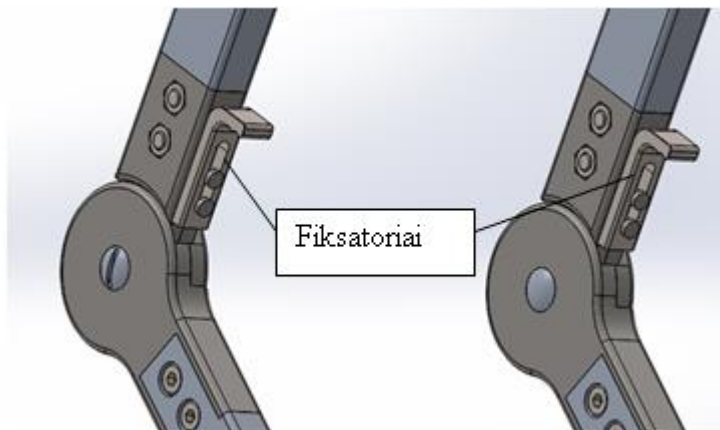
**3.2 pav.** Kelio ramentas pradineje padėtyje ir sulenktas  $15^\circ$  apie kelio sąnarį

Skirtingai nei kiti ramentai, šis ramentas visą apkrovą priima šlaunies atrama - 7. Ramentas susideda iš šių pagrindinių dalių: rėmo, atramos, pado, įtvaro atramos, apribojančių judesį lankstų, fiksatorių ir šlaunies atramos. Rėmo viršutinės dalies pasvirimo kampas parinktas  $40^\circ$ , nes esant mažesniai kampui tokios konstrukcijos ramentas tiesiog nefunkcionuos (šlaunies atrama neužtikrins tinkamos atramos, koja nuslys). Rėmą - 1 sudarančias dalis sujungia atrama - 2, kuri su rėmu sujungta varžtų su sparneliais (DIN 316 - M5 x 16) ir kvadratinių veržlių (DIN 562 M5) pagalba. Ramento aukštį galima reguliuoti, keičiant atramos padėtį rėmo atžvelgiu. Kartu su atrama pasikeičia ir įtvaro atramos - 4 padėtis, nes ji tiesiogiai sujungta su ramento atrama (3.3 pav.). Geresniam smūgių sugėrimui prie atramos pritvirtintas padas - 3, taip pat padas užtikrina geresnį sukibimą su paviršiumi į kurį remiasi ramentas. Atsižvelgiant į tai, kad dangos paviršius gali būti slidus pado apačia rifliuota. Padas ir atrama suprojektuoti taip, kad atsirėmus į paviršių ramentas būtų stabilus.



**3.3 pav.** Apatinė ramento dalis

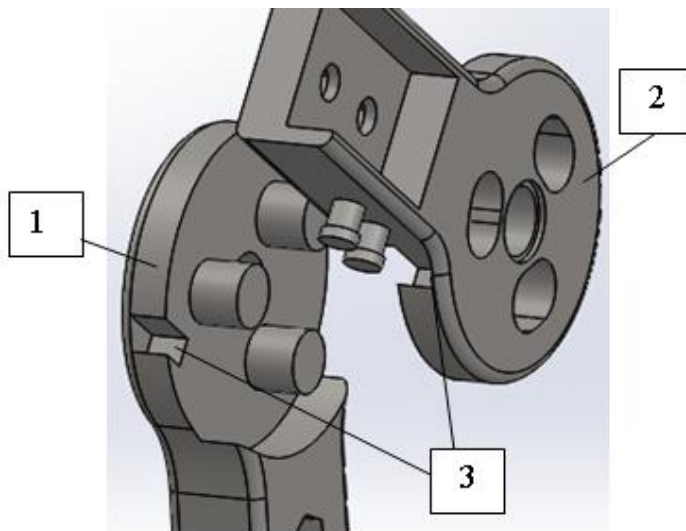
Rėmas - 1 su apribojančiais judesį lankstais – 5 sujungtas varžais ( DIN 7984 – M6 x 12) ir veržlėmis ( DIN EN ISO 7042 – M6), viso ramente jų panaudota 8 vienetai. Kad ramentas būtų fiksuotoje padėtyje kaip parodyta 3.1 paveiksle, panaudojami fiksatoriai, kurie tvirtinami prie viršutinio ribojančio judesį lanksto dalies (3.4 pav.). Fiksatorius pakėlus į viršutinę padėtį ramento apribojantys judesį lankstai „atrakinami“, o nuleidus į apatinę padėtį – „užsirakinami“.



**3.4 pav.** Fiksatoriai viršutinėje padėtyje

Kita svarbi dalis yra apribojantys judesį lankstai – 5. Kaip jau minėta, juos galima „užrakinti“ vienoje padėtyje arba leisti jiems judesio metu pasisukti 15° apie skersinę kelio sąnario ašį. Apribojimui sudaryti, pasirinktas paprastas sprendimas t.y. apatinėje apribojančio judesį lanksto

dalyje suprojektuoti „pirštai“, kurie neleidžia pasisukti apatiniai ramento daliai daugiau nei 15°. Iš 3.5 paveikslo matyti, kad abejose lanksto vidinėse pusėse yra vieta fiksoatoriui – 6.



**3.5 pav.** Apribojantys judesį lankstai. Apatinė apribojančio judesį lanksto dalis – 1, viršutinė apribojančio judesį lanksto dalis – 2, vieta fiksoatoriui – 3

## 4. RAMENTO STIPRUMO ANALIZĖ

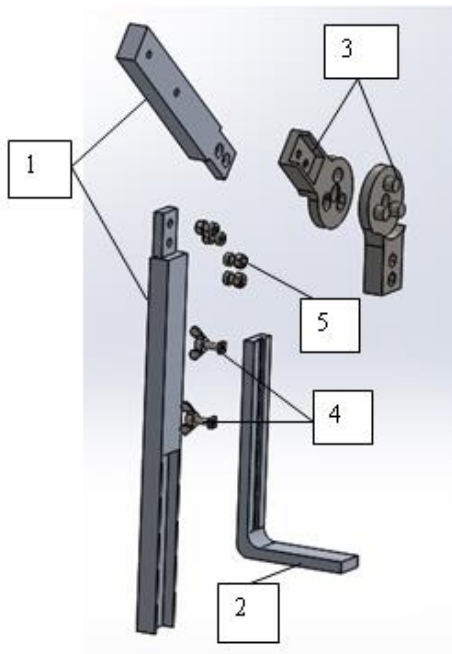
### 4.1. Statiniai skaičiavimai

Ši analizė atliekama norint patikrinti ar suprojektuotas kelio ramentas atlaikys reikalavimuose nurodytas apkrovas ir nustatyti ar konstrukcija yra patikima.

Statinio stiprumo analizė atliekama su tikslu:

- Nustatyti, kuriose ramento vietose susidaro didžiausi įtempiai, poslinkiai ir deformacijos;
- Apskaičiuoti ar konstrukcijoje naudojami standartiniai elementai (varžtai) atlaikys apkrovas;
- Nustatyti skaičiuojamų elemento atsargos koeficientą.

Ramento statiniai analizei atlikti naudojama kompiuterinė erdvinio projektavimo programinė įranga „SolidWorks“ su „SolidWorks Simulation“ papildiniu. Skaičiuojamasis modelis supaprastintas atsisakant kai kurių elementų neturinčių įtakos ramento stiprumui. Ramento modelis yra simetriškas, todėl pasirinkta skaičiuoti tik viena jo pusė. Ramento skaičiuojamojo modelio elementai pateiktas 4.1 paveiksle.



4.1 pav. Skaičiuojamojo ramento modelio elementai

Skaičiuojamojo ramento modelio elementai:

1. Rėmas (viršutinės ir apatinės dalis);
2. Atrama;
3. Apribojantis judesį lankstas;
4. Varžtai su sparneliais (DIN 316 - M5 x 16) ir kvadratinės veržlės (DIN 562 M5) (po du vienetus);
5. Varžtai (DIN 7984 – M6 x 12) ir veržlės (DIN EN ISO 7042 – M6) (po keturis vienetus).

Projektuojant rėmą pasirinkta plokščia stačiakampio profilio juosta, viršutinės juostos matmenys - (200x40x16 mm), o apatinės - (330x40x16 mm). Rėmui pasirinktas aliuminio 6063 – T4 lydinys, nes jis atsparus smūgiams, galima išgauti gerą paviršiaus kokybę, lengvai apdirbamas, geras atsparumas korozijai ir tinkamas dekoratyviniam anodavimui [16]. Atramai parinktas toks pat profilis ir aliuminio lydinys kaip ir rėmo, atramos matmenys (470x32x8 mm). Apribojančio judesį lankstui pasirinkta plokščia stačiakampio profilio juosta, matmenys (120x60x16 mm). Projektuojant lankstą parinktas nerūdijantis plienas 1.4401 (pagal DIN standartą), nes jis pasižymi geromis antikorozinėmis ir mechaninėmis savybėmis, taip pat plačiai naudojamas gaminant įvairius įtvarus.

Projektavimo metu parinktos medžiagos bus naudojamos skaičiuojamajame modelyje. Medžiagų mechaninės charakteristikos pateiktos 4.2 paveiksle.

Property	Value	Units	Property	Value	Units
Elastic Modulus	69000	N/mm <sup>2</sup>	Elastic Modulus	200000	N/mm <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.33	N/A	Poisson's Ratio	0.28	N/A
Shear Modulus	25800	N/mm <sup>2</sup>	Shear Modulus	79000	N/mm <sup>2</sup>
Density	2700	kg/m <sup>3</sup>	Mass Density	8000	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	170	N/mm <sup>2</sup>	Tensile Strength	600	N/mm <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/mm <sup>2</sup>	Compressive Strength		N/mm <sup>2</sup>
Yield Strength	90	N/mm <sup>2</sup>	Yield Strength	400	N/mm <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	2.34e-005	/K	Thermal Expansion Coefficient	1.1e-005	/K
Thermal Conductivity	200	W/(m·K)	Thermal Conductivity	14	W/(m·K)
Specific Heat	900	J/(kg·K)	Specific Heat	440	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A	Material Damping Ratio		N/A

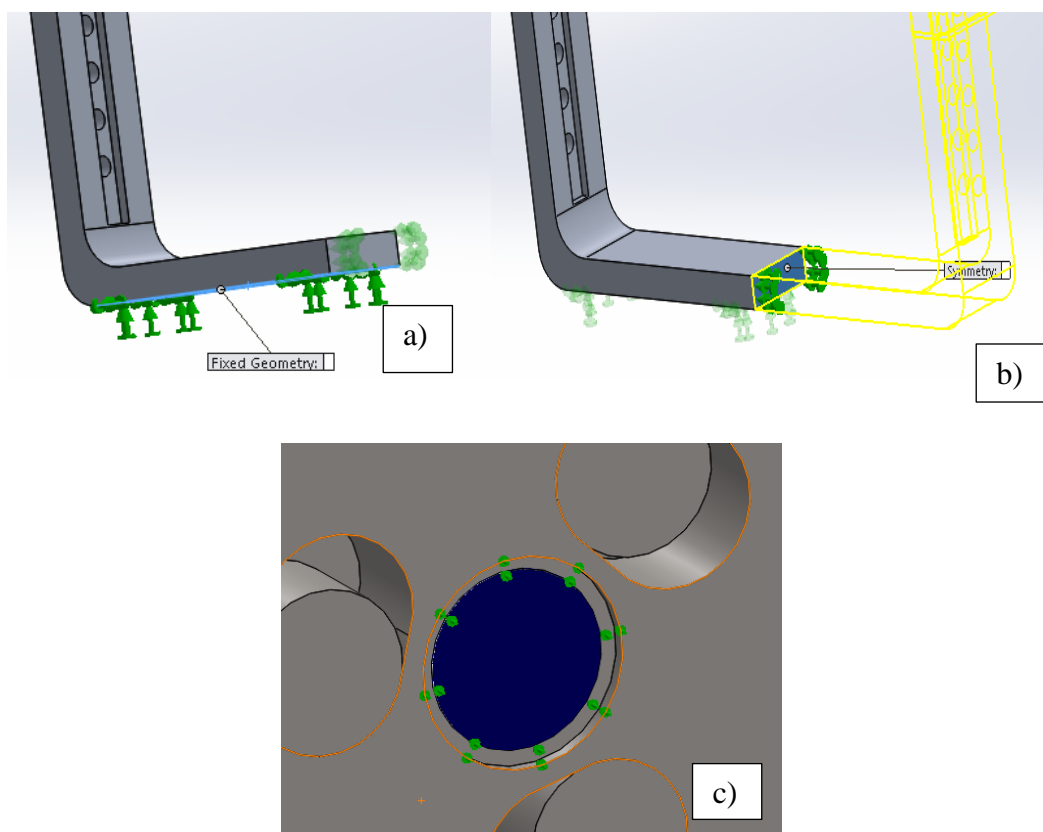
**4.2 pav.** Medžiagų mechaninės charakteristikos: a) aliuminio lydinys 6063 – T4,  
b) nerūdijantis plienas 1.4401



Skaičiuojamasis modelis sudarytas įvertinus visas kraštines sąlygas:

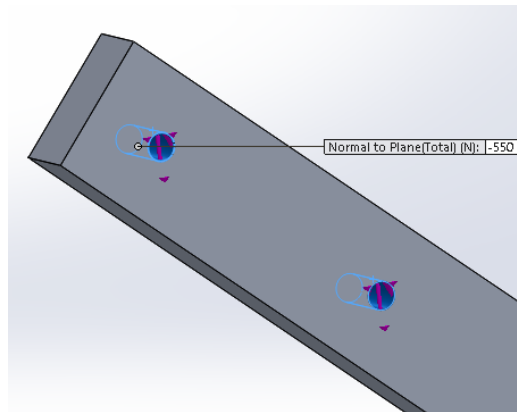
- Įtvirtinimus;
- Veikiančias jėgas;
- Ryšius tarp detalių;
- Sujungimų tipus (smeigė ir varžtai).

Kaip jau minėta anksčiau suprojektuotas ramentas yra simetriškas, todėl skaičiuojamam modelį naudojama tik pusė ramento modelio. Pirmasis įtvirtinimas – apatinėje atramos – 2 dalyje, šis paviršius pasirinktas, nes juo ramentas remiasi į žemės paviršius, paviršius įtvirtinamas standžiai (4.3 a pav.). Modelio simetriškumo sąlygą pridedu atramos paviršiui nurodytam 4.3 b paveiksle. Ramento apribojantys judesį lankstai, tiksliau juose esančios įvorės įveržiamos varžtu, todėl lankstai įtvirtinami, judesį statmenai paviršiams ribojančia kraštine sąlyga. Šis įtvirtinimas pavaizduotas 4.3 c paveiksle, nors paveiksle matyti, tik vienas įtvirtintas paviršius.



**4.3 pav.** Įtvirtinimai: a ir b – atramos, c – judesį apribojančių lankstų

Ramentas suprojektuotas taip, kad priimtų visą apkrovą šlaunies atrama, todėl jėga pridedama atramos tvirtinimo vietose. Šiuo atveju į skylių vidinį paviršių pavaizduotą 4.4 paveiksle. Užduota jėga lygi 500 N (~50 kg), kuri nukreipta žemyn statmenai paviršiui į kurį remiasi ramentas.



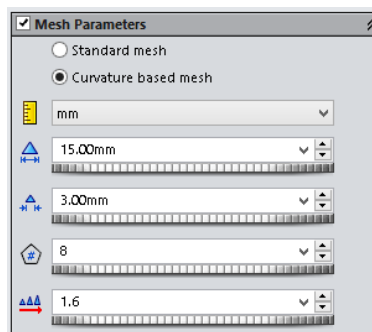
**4.4 pav.** Apkrovos pridėjimo vieta

Tarp kontaktuojančių detalių paviršių pasirinktas (No penetration) ryšys, kuris neleidžia detalėms persikirsti.

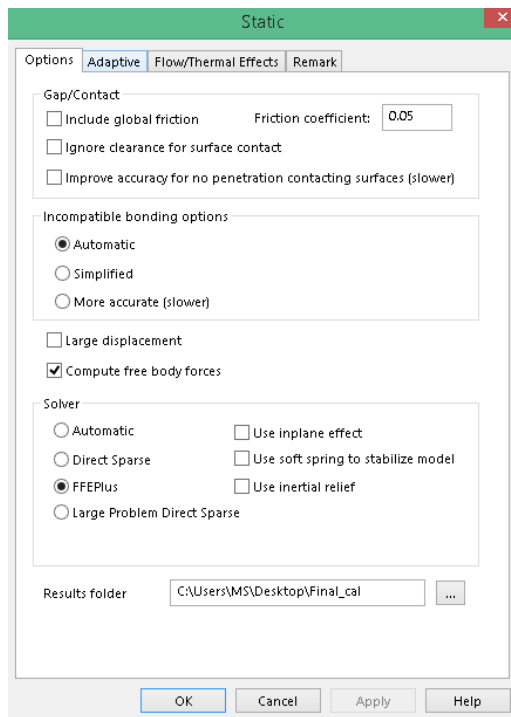
Projektavimo etape buvo parinkti bei numatyta vieta varžtams ir veržlėms, todėl SolidWorks Simulation papildinio pagalba jie buvo automatiškai aptikti. Varžtų tvirtinimo vietas modelyje pavaizduotos prieš tai esančiuose (3.1 - 3.4) paveiksluose. Vietoje įvorių ir varžto skaičiuojamajame modelyje panaudota virtuali smeigė, kuri buvo parinkta SolidWorks Simulation aplinkoje, tam kad leistų lankstui sukis apie savo ašį.

Ramentas lankstų pagalba gali lankstyti  $15^\circ$ , todėl skaičiavimai bus atliekami dviejose padėtyse. Pirmoji, kaip apribojantis judesį lankstas „užrakintas“, antroji kai lankstas sulenktas  $15^\circ$  t.y. „atrankintas“. Siekiant nustatyti didžiausius įtempius ramento atrama yra maksimaliai išskelta.

Skaičiavimams naudotas baiginių elementų metodas. Todėl skaičiuojamasis modelis (abiejose padėtyse) suskaidytas baigtiniais elementais. Naudoto baiginių elementų tinklelio parametrai pateikti 4.6 paveiksle. Nustatymai naudoti skaičiavimuose pateikti 4.7 paveiksle.



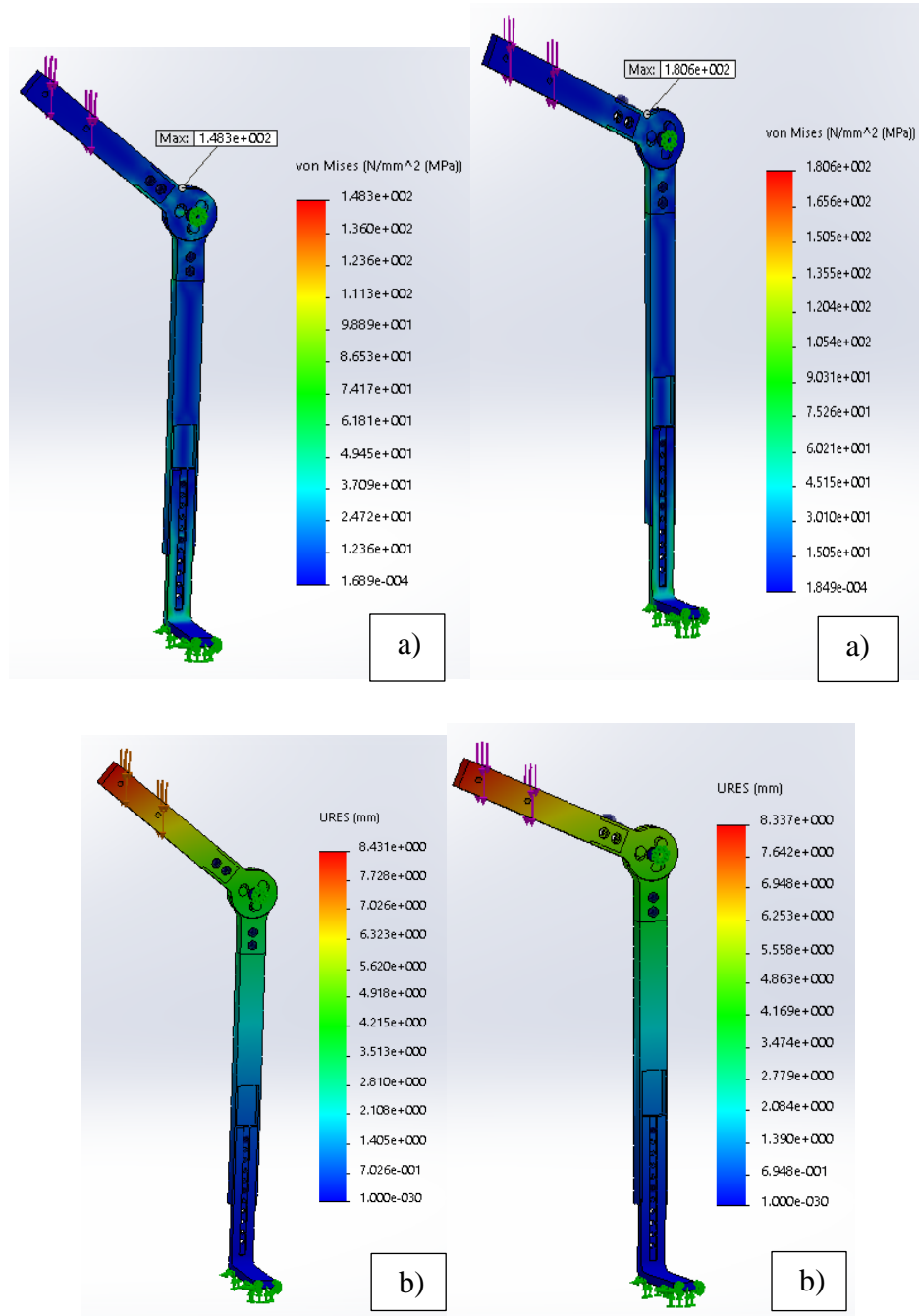
**4.6 pav.** Baiginių elementų tinklelio parametrai ir skaičiuojamasis modelis



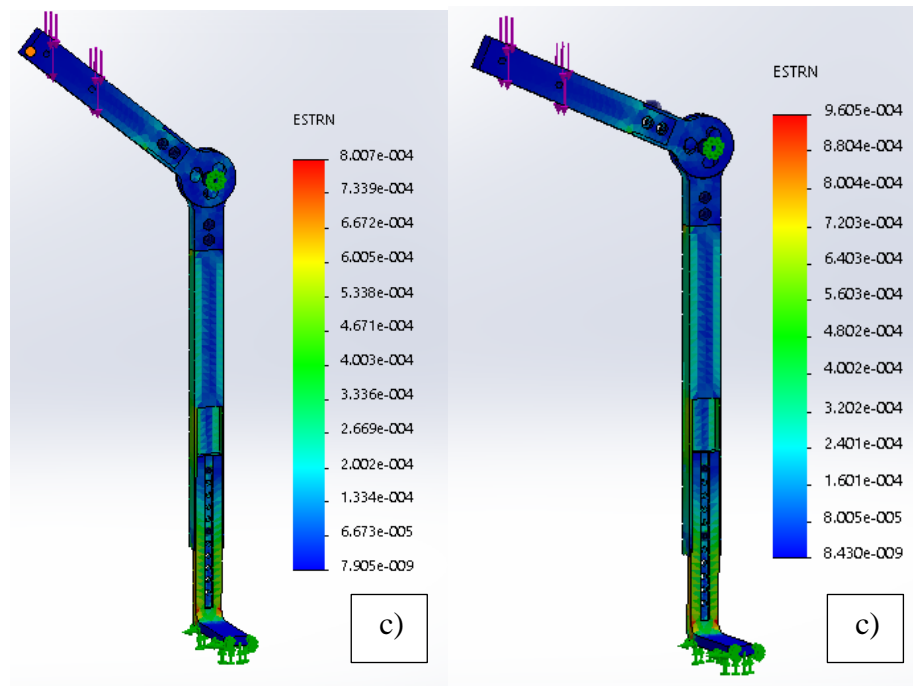
4.7 pav. Statinių skaičiavimų nustatymai

## 4.2. Rezultatai ir jų analizė

Atlikus visus skaičiavimus nustatyta, kad suprojektuoto ramento rėmas atlaiko reikalavimuose nurodytas apkrovas abejais atvejais. Rezultatai pateikti žemiau esančiame 4.8 paveiksle.



**4.8 pav.** Gauti rezultatai. Kairėje pusėje ramentas pirmoje padėtyje, dešinėje – antroje padėtyje. a) Mizeso įtempiai; b) suminiai poslinkiai; c) suminė deformacija



**4.8 pav. Tęsinys**

Iš gautų rezultatų matyti, kad labiausiai užduotos apkrovos yra veikiamas ramentų rėmas esantis antroje padėtyje. Didžiausios Mizeso įtempiai – 180 MPa, pirmoje padėtyje didžiausi įtempiai nesiekia 148 MPa. Suminiai poslinkiai ir deformacijos beveik nesiskiria abiejose padėtyse. Iš grafikų matyti, kad ramentų padėtis didelės įtakos neturi, Mizeso įtempiai, suminiai poslinkiai ir deformacijos pasiskirsčiusios tose pačiose vietose. Labiausiai įtempiai veikia reguliuojamų lankstų viršutinę dalį. Panašūs įtempiai veikia ir atramą, toje vietoje, kur ji sulenkiama ir aukščiau jos iki pirmojo sujungimo su apatine rėmo dalimi. Rėmo apatinėje dalyje įtempių laukai pasiskirstę gana tolygia, tačiau tose vietose, kur priveržti varžtai su sparneliais jie didesni. Didžiausi poslinkiai jėgos pridėjimo vietose (viršutinėje rėmo dalyje), pirmoje padėtyje poslinkiai – 8,4 mm, o antroje – 8,3 mm. Nemaži poslinkiai matomi ir lanksto srityje. Deformacijų laukai labiau pasiskirstę apatinėje ramentų rėmo dalyje nuo lanksto sujungimo su rėmo apatine dalimi iki pat atramos apatinio paviršiaus. Pastarasis labiausiai deformuojasi – tai puikiai matyti grafikuose.

Atlikus varžtų ir smeigės analizę, matyti, kad visi varžtai atlaikys tokią apkrovą. Gauti rezultatai pateikiami 4.9 paveiksle. Pirmoje padėtyje, didžiausios varžte veikiančios jėgos: kirpimo jėga yra 974,8 N, ašinė jėga – 1664,3 N, lenkimo momentas – 2,5 Nm, sukimo – 0. Panašiai veikiami ir kiti varžtiniai sujungimai šio padėtyje. Antroje padėtyje gautos jėgos: kirpimo jėga – 1174,9 N, ašinė jėga – 1860,6 N, lenkimo momentas – 3 Nm, sukimo – 0. Smeigė abiejais atvejais atlaiko apkrovą.

Study name: Static 1

Connector: All connectors Units: SI

Connector type: Connector

Type	X-Component	Y-Component	Z-Component	Resultant	Connector
Shear Force (N)	0	185.55	-298.7	351.64	Pin Connector-7
Axial Force (N)	-69.301	0	0	69.301	Pin Connector-7
Bending moment (N.m)	0	0.88214	0.71518	1.1356	Pin Connector-7
Torque (N.m)	1.5442e-010	-0	-0	-1.5442e-010	Pin Connector-7
Shear Force (N)	0	-1226.9	179.36	1240	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Axial Force (N)	-1460.6	0	0	1460.6	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Bending moment (N.m)	0	-0.55116	-3.1764	3.2239	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Torque (N.m)	-0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Shear Force (N)	0	343.26	790.76	862.05	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Axial Force (N)	1579.5	0	0	1579.5	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Bending moment (N.m)	0	2.0836	-0.83967	2.2465	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Torque (N.m)	0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Shear Force (N)	0	586.51	355.93	686.06	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Axial Force (N)	1637.2	0	0	1637.2	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Bending moment (N.m)	0	0.93659	-1.5091	1.7761	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Torque (N.m)	0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Shear Force (N)	0	-924.05	-310.54	974.83	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Axial Force (N)	-1644.3	0	0	1644.3	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Bending moment (N.m)	0	0.80824	-2.3597	2.4943	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Torque (N.m)	-0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Shear Force (N)	0	-215.14	46.276	220.06	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Axial Force (N)	-1325	0	0	1325	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Bending moment (N.m)	0	-0.34304	-1.5167	1.555	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Torque (N.m)	-0	0	0	0	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Shear Force (N)	0	-184.51	7.7397	184.67	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Axial Force (N)	-1351.5	0	0	1351.5	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Bending moment (N.m)	0	-0.10782	-1.3115	1.3159	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Torque (N.m)	-0	0	0	0	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2

Study name: Static 1

Connector: All connectors Units: SI

Connector type: Connector

Type	X-Component	Y-Component	Z-Component	Resultant	Connector
Shear Force (N)	0	-83.711	-286.38	298.36	Pin Connector-7
Axial Force (N)	-254.42	0	0	254.42	Pin Connector-7
Bending moment (N.m)	0	0.89413	-0.46934	1.0098	Pin Connector-7
Torque (N.m)	1.8292e-010	-0	-0	-1.8292e-010	Pin Connector-7
Shear Force (N)	0	-1470.7	171.06	1480.6	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Axial Force (N)	-1647	0	0	1647	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Bending moment (N.m)	0	-0.55625	-3.8145	3.8549	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Torque (N.m)	-0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 1
Shear Force (N)	0	195.85	1028.3	1046.8	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Axial Force (N)	1780.7	0	0	1780.7	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Bending moment (N.m)	0	2.6792	-0.43844	2.7149	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Torque (N.m)	0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 2
Shear Force (N)	0	582.32	617.97	849.1	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Axial Force (N)	1866.6	0	0	1866.6	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Bending moment (N.m)	0	1.6074	-1.4975	2.1969	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Torque (N.m)	0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 3
Shear Force (N)	0	-1119	-357.87	1174.9	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Axial Force (N)	-1860.9	0	0	1860.9	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Bending moment (N.m)	0	0.92339	-2.8737	3.0184	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Torque (N.m)	-0	0	0	0	DIN 7984 - M6 x 12 --- 9N - 4
Shear Force (N)	0	-217.48	47.752	222.66	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Axial Force (N)	-1346	0	0	1346	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Bending moment (N.m)	0	-0.35412	-1.5318	1.5722	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Torque (N.m)	-0	0	0	0	Wing screw DIN 316-M5X16 - 1
Shear Force (N)	0	-182.08	20.671	183.25	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Axial Force (N)	-1378.5	0	0	1378.5	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Bending moment (N.m)	0	-0.2069	-1.2937	1.3101	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2
Torque (N.m)	-0	0	0	0	Wing screw DIN 316-M5X16 - 2

4.9 pav. Varžtinių sujungimų ir smeigės skaičiavimų rezultatai

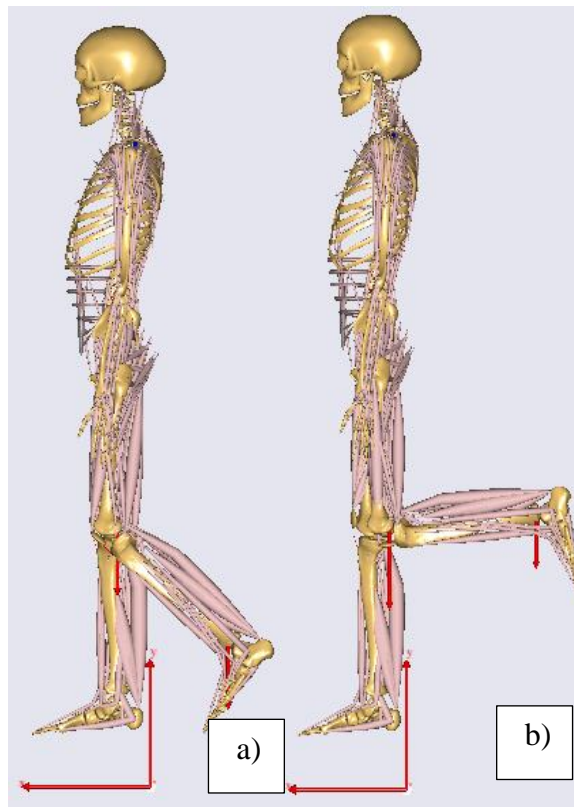
## 5. KOJOS MOSTO JUDESIO ANALIZĖ

Pasinaudojus „*AnyBody*“ modeliavimo sistema palyginame suprojektuoto kelio ramento ir „*iWalk 2.0*“ kairės kojos mosto judesius ir taip nustatysime, ar suprojektuotas kelio ramentas tinkamas. Tam tikslui buvo panaudotas žmogaus kūno modelis, pagal nutylėjimą – tai vidutinio europiečio vyro sudėjimo modelis (1.76 m, 75 kg). Šio modelio pagrindinė struktūra pateikiama pirmame priede su trumpais komentarais (komentarai prasideda dviem pasviraisiais brūkšneliais „//“).

Palyginti ramentus pasirinktas kairės kojos mostas, kuris atliekamas einant į priekį su ramentu. Kadangi nepavyko susieti ramento geometrinio modelio importuoto iš „*SolidWorks*“ programos aplinkos, vietoje jo buvo pridėtos apkrovos. Pirmoji 10 N apkrova, nukreipta žemyn, buvo pridėta čiurnos sąnaryje, norint imituoti įtvaro svorį. Kita 25 N apkrova, nukreipta žemyn, pridėdama kelio sąnaryje, kuri imituoja ramento svorį. Apkrovos pridėjimo vietos ir dydžiai parinkti tokie, siekiant suvienodinti tyrimo sąlygas, nors tiksliai nėra žinoma, kokie įtvarai bus naudojami, kiek svers. Žinoma kiekvieno ramento svoris, tačiau sunku pasakyti, kurioje vietoje tiksliai yra kiekvieno ramento masės centras.

Imituojant mostą su suprojektuotu ramentu, kairės kojos kelio sąnarys sulenkiamas 45° kampu, ir užduodamas 20°/s kampinis šlaunies lenkimo greitis. Kiti parametrai paliekami pagal nutylėjimą. Imituojant mostą su „*iWalk 2.0*“ ramentu, kairės kojos kelio sąnarys sulenkiamas 90°, ir užduodamas toks pat kampinis šlaunies lenkimo greitis. Skaičiavimai truks 2.0 s, todėl šlaunies padėtis kiekvienu atveju pasikeis 40°. Žmogaus kūno modelio padėtis su užduotomis apkrovomis skirtingais atvejais, prieš atliekant skaičiavimą, pateiktas 5.1 paveiksle, po skaičiavimo 5.2 paveiksle.

„*AnyBody*“ modeliavimo sistemoje rezultatai išvedami grafiškai. Analizuoti pasirenkama žmogaus kūno modelio, mechaninė energija, kuri parodo, kokį darbą atlieka modelis mosto metu. Kaip matyti iš 5.3 paveiksle pateiktų grafikų, daugiau energijos reikia atlikti mosto judesį su „*iWalk 2.0*“ ramentu. Kita charakteristika – bendras visų modelio raumenų aktyvumas. Kaip matyti iš grafiko pateikto 5.4 paveiksle, labiau raumenys apkrauti atliekant mosto judesį su „*iWalk 2.0*“ ramentu.



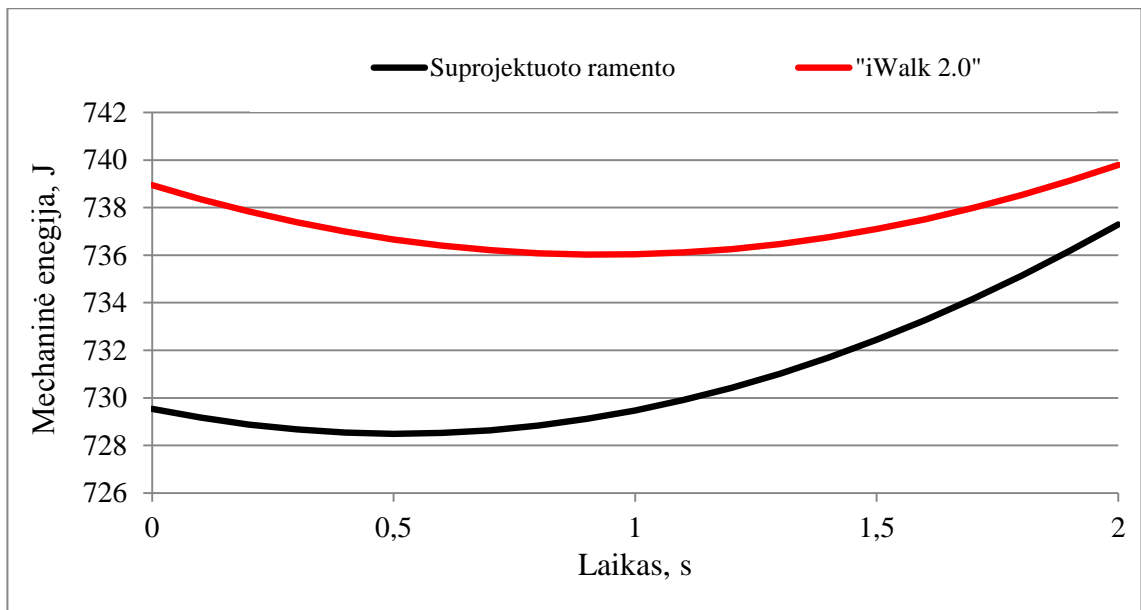
b

**5.1 pav.** Žmogaus kūno modelio pradinė padėtis su apkrovomis:  
a) suprojektuotas; b) „iWalk 2.0“ ramentas

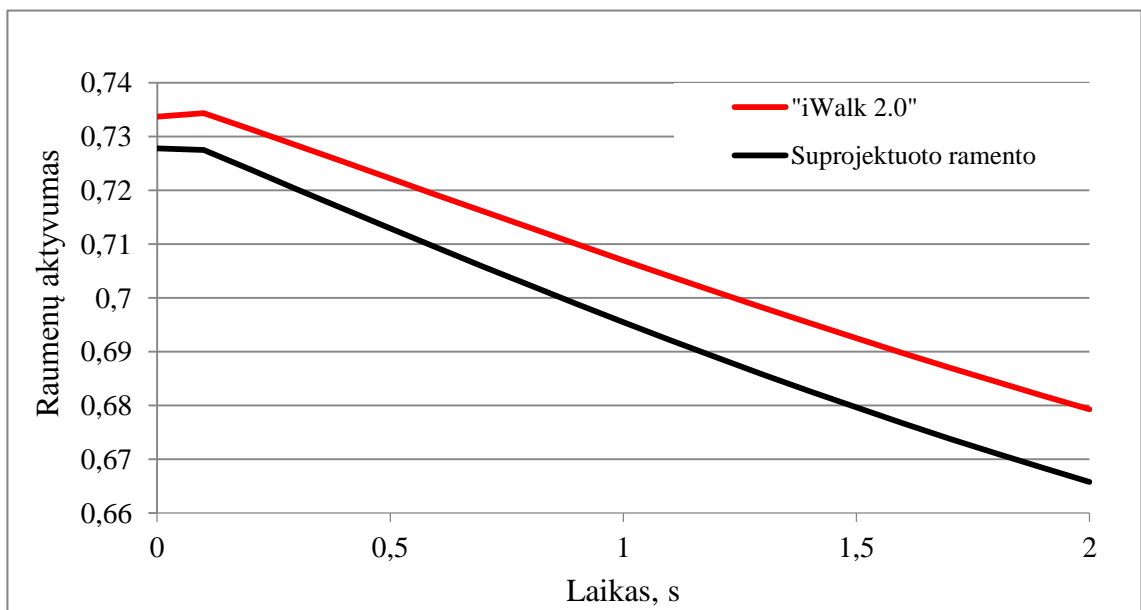


**5.2 pav.** Žmogaus kūno modelio galinė padėtis su apkrovomis:  
a) suprojektuotas; b) „iWalk 2.0“ ramentas





5.3 pav. Žmogaus kūno modelio mechaninė energija judesio metu



5.4 pav. Bendras viso kūno raumenų aktyvumas

## IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Atlikus literatūros apžvalgą, pastebėta, kad:

- Einant su pažastiniu, alkūniniu ir „*sumaniu*“ ramentu labiausia apkraunami riešo, alkūnės ir peties sąnariai, o su „*iWalk 2.0*“ - kelio ir klubo sąnariai;
- Alkūninis, pažastinis ir „*sumanusis*“ ramentai yra nepatogūs einant reikalauja nemažų fizinių pastangų.

2. Eisenos su ramentais tyrimė nustatyta, kad:

- Einant su „*iWalk 2.0*“ ramentu žmogaus masės centro, poslinkis  $x$  ir  $z$  ašių kryptimis didesnis du kartus, nei einant paprastai;
- Didžiausias vidutinis ėjimo greitis  $v_{vid} = 0,59$  m/s yra einant su dviem alkūniniais ramentais, mažiausiais – einant su vienu  $v_{vid} = 0,47$  m/s;
- Didžiausia atramos reakcijos jėga  $F_{max} = 1101$  N užfiksuota einant su „*iWalk 2.0*“ ramentu.

3. Suprojektuotas kelio ramentas, pasižymintis šiomis savybėmis:

- Einant su ramentu, jį galima sulenkti  $15^\circ$  apie kelio sąnario skersinę ašį, dėka to pagerėja kraujotaka ir raumenų aktyvumas;
- Kojos padėtis patogesnė nei „*iWalk 2.0*“ ramente;

4. Atlikus ramento pagrindinių elementų stiprumo analizę nustatyta, kad esant 500 N apkrovai, didžiausi įtempiai siekia  $\sigma_{max} = 180$  MPa, viršutinėje lanksto dalyje;

5. Atlikus mosto judesio analizę, nustatyta, kad judesys atliekamas suprojektuotu ramentu reikalauja mažesnių fizinių pastangų.

6. Siekiant sumažinti ramento rėmo svorį siūloma naudoti lengvesnes medžiagas, pavyzdžiui anglies pluoštą.

## LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Ramentas [žiūrėta 2014.05.14] Prieiga per internetą:  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Crutch>
2. Spyruoklė pritaisyta ramente [žiūrėta 2014.06.15] Prieiga per internetą:  
<http://engin1000.pbworks.com/w/page/18942719/Shock%20Absorbing%20A0Crutches>
3. Pažastinis ramentas [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
<http://aston.pl/pl/trojnog-czwornog-kule-pachowe/135-axillary-crutches.html>
4. Alkūninis ramentas [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
<http://www.walkingequipment.com/4300-290.html>
5. „Sumanusis“ ramentas [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
<http://www.smartcrutchusa.com/en/25-base-series-green.html>
6. „iWalk 2.0“ ramento parametrai [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
<http://iwalk-free.com/why-handsfree-crutch/crutch-benefits/>
7. „iWalk 2.0“ ramentas [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
[http://www.1800wheelchair.com/asp/view-product-images.aspx?product\\_id=6433](http://www.1800wheelchair.com/asp/view-product-images.aspx?product_id=6433)
8. Tsuda, N ir kt. A study on body part motion caused by improper crutch walk. [prenumeruojama duomenų bazė], 2013. [žiūrėta 2013.05.21] prieiga per internetą:  
[http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=6722549&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs\\_all.jsp%3Farnumber%3D6722549](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=6722549&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D6722549)
9. Damm, P. In vivo hip joint loads during three methods of walking with forearm crutches [prenumeruojama duomenų bazė], 2013. [žiūrėta 2013.05.21] prieiga per internetą:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312002744>
10. Yilmaz, C. A new upper extremity sparing non-weight bearing orthosis [prenumeruojama duomenų bazė], 2010. [žiūrėta 2013.05.21] prieiga per internetą:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002250>
11. Chang, M. Biomechanical Comparison of Shoulder Wrapping "Hope" Crutches and Standard "Saddle" Crutches [interaktyvas], 1996. [žiūrėta 2013.05.21] prieiga per internetą:  
<http://www.umich.edu/~mvs330/f97/crutches/main.html>
12. Muckus, K. „Biomechanikos pagrindai“, Lietuvos kūno kultūros akademija, Kaunas, 2004.
13. Ėjimo su ramentaisis ciklas [žiūrėta 2014.06.20] Prieiga per internetą:  
[http://www.thefootphysicians.com/crutch\\_instructions.html](http://www.thefootphysicians.com/crutch_instructions.html)
14. „AnyBody“ modeliavimo sistema [žiūrėta 2015.04.24] Prieiga per internetą:  
[http://wiki.anyscript.org/index.php/General\\_description\\_of\\_AnyBody](http://wiki.anyscript.org/index.php/General_description_of_AnyBody)

15. Žmogaus kūno modelis [žiūrėta 2015.04.24] Prieiga per internetą:

[http://www.anybodytech.com/index.php?id=116&tx\\_ttnews\[tt\\_news\]=70&cHash=15b7c765f632896ab60f9ca09541dd92](http://www.anybodytech.com/index.php?id=116&tx_ttnews[tt_news]=70&cHash=15b7c765f632896ab60f9ca09541dd92)

16. Aliuminio lydinio 6063 – T4 savybės [žiūrėta 2015.05.20] Prieiga per internetą:

<http://www.sapagroup.com/lt/sapa-profiliai-uab/profiliai/bandymas/>

## PRIEDAI

### 1 Priedas. „AnyBody“ modeliavimo sistemos programos struktūra

```
#include "../libdef.any" //Kreipiamasi į modelių
biblioteka/saugyklą
// Formuojama modelio struktūra
Main = {
    // Žmogaus kūno modelio orientavimas erdvėje, sąnarių kampų
pakeitimai, greičio, pagreičio ir apkrovos suteikimas modelio segmentams
    #path BM_MANNEQUIN_FILE "Model\Mannequin.any"
    // Įterpiamas žmogaus kūno modelis
    #include "<ANYBODY_PATH_BODY>\HumanModel.any"
    AnyFolder Model = {
        // Kreipiamasi į modelio aplankala, nustatomi ryšiai tarp
segmentų
        AnyFolder &HumanModel=.HumanModel.BodyModelWithDefaultDrivers;
        // Šiame aplankale įkeliami objektai, kurie supa žmogaus kūno
modelį, sukuriama globali koordinacijų sistema
        #include "Model\Environment.any"
        // Aplinkos ir modelio sąsajos aplankalas
        AnyFolder ModelEnvironmentConnection = {
            // Sukuriami ryšiai tarp aplinkos ir modelio, suteikiant
modeliui ar aplinkos objektui judesį
            #include "Model\JointsAndDrivers.any"
        };
    };
    // Skaičiavimo nustatymai
    AnyBodyStudy Study = {
        AnyFolder &Model = .Model;
        tStart = 0; // skaičiavimo pradžia
        tEnd = 2.0; // skaičiavimo pabaiga (trukmė 2 s.)
        Gravity={0.0, -9.81, 0.0}; // įvertinama gravitacijos jėga
        nStep = 21; // skaičiuojama (nStep - 1) žingsnių
        Kinematics.SolverType = KinSolOverDeterminate;
        InitialConditions.SolverType = Kinematics.SolverType ;
    };
    #include "Model\RunAppSequence.any"
};
```