

LAPPEENRANNAN TEKNILLINEN YLIOPISTO
Teknillinen tiedekunta
Konetekniikan koulutusohjelma
BK10A0400 Kandidaatintyö ja seminaari

KUNTOSALILAITTEIDEN 3D-MALLINNUS
3D-MODELING OF GYMNASIUM DEVICES

Joonas Juhani Pekkanen 9.4.2010

SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO

MRI	Magnetic resonance imaging
CT	Computed tomography
FEM	Finite element method
F	Lihaksen tuottama voima
A(t)	Lihaksen aktivointiarvo [0,1]
PCSA	Lihaksen fyysinen poikkileikkauspinta-ala (Physiological cross sectional area of the muscle)
$\sigma_{\text{muscle,max}}$	Maksimi lihasjännitys

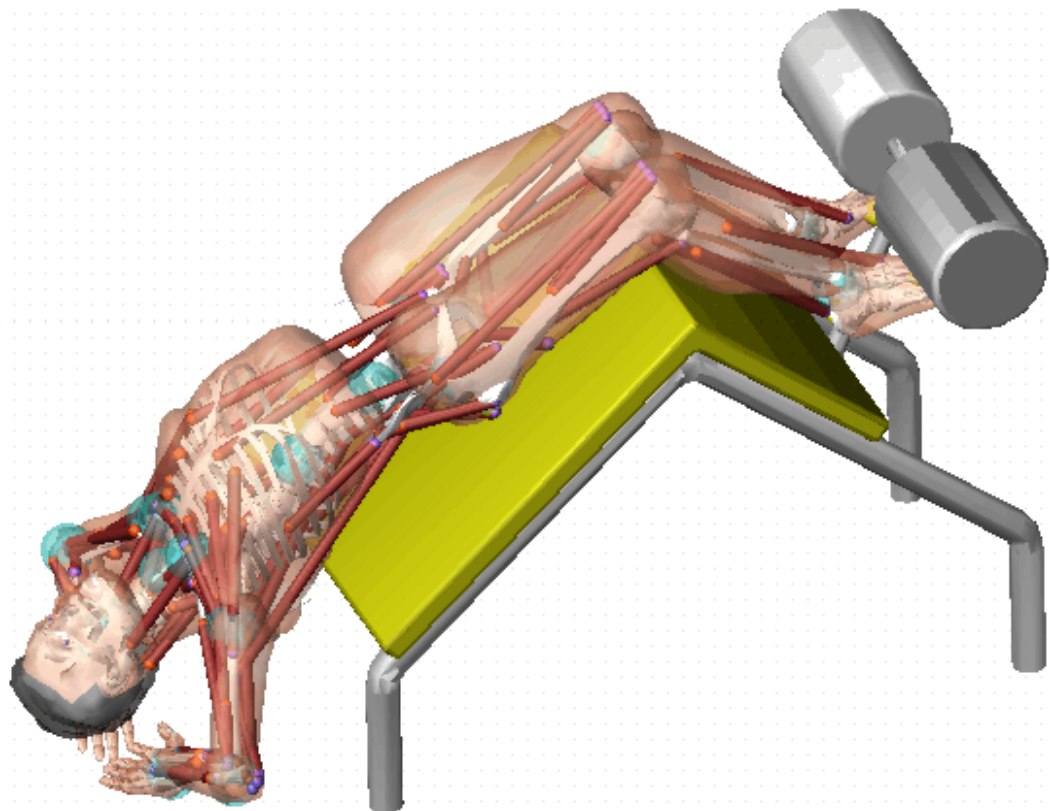
SISÄLLYSLUETTELO

SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO

SISÄLLYSLUETTELO

1	JOHDANTO.....	1
2	BIOMEKANIikka	2
3	JOUSTAVA MONIKAPPALEDYNAAMIikka	3
3.1	Luustomallit	4
3.2	Lihasmallit.....	6
3.3	Nivelet ja jänteet	7
3.4	Liikemallinnus.....	9
4	KUNTOSALILAITTEIDEN 3D-MALLINNUS	10
4.1	Painotanko.....	11
4.2	Jalkaprässi	11
4.3	Jalan ojennus- ja koukistuslaite.....	12
5	KUNTOSALILAITTEIDEN ANALYSOINTI.....	13
5.1	Painotanko.....	14
5.2	Jalkaprässi	14
5.3	Jalan ojennus- ja koukistuslaite.....	15
5.4	Jatkotutkimuskohteet.....	18
6	JOHTOPÄÄTÖKSET	19
7	LÄHDELUETTELO	20

Tässä työssä perehdytään biomekaniikan taustaan ja tutkimuksiin, tarkastellaan biomekaanisen ihmismallin rakennetta sekä 3D-mallinnuksen merkitystä ja tavoitetta tutkimuksessa. Soveltavassa osuudessa tehtävänä oli mallintaa biomekaniikan tutkimusta varten kuntosalilaitteet, joilla on tehty voimamittauksia simulaatiomalleja varten. Mallinnukset tehtiin Solidworks –ohjelmalla ja rakenteelliset mittaukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratoriossa olevista kuntosalilaitteista. Mittavälineinä käytettiin käsimittoja, työntömittaa ja metrimittaa, jotka riittivät tässä työssä pääsemään riittävään mittatarkkuuteen. Kuntosalilaitteiden 3D-mallintamisella pyrittiin säilyttämään laitteen geometria. Laitteen 3D-mallissa biomekaaninen ihmismalli toteuttaa uudelleen liikkeen, jonka koehenkilö on tehnyt, säilyttäen oikean liikeradan ja kehon tukipisteet laitteessa. Lisäksi mallit auttavat yleisöä ymmärtämään biomekaanista simulaatiomallia paremmin.



Kuva 1 Biomekaaninen ihmismalli kuntosalilaitteessa (Klodowski, A., Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process).

Biomekaniikassa tutkitaan ihmiskehoa samalla tavoin kuin perinteisessä mekaniikassa tutkitaan työtä tekevää mekaanista konetta. Ihmiskehoa ohjaavat aivot ja vastaavasti konetta ohjaavat mikropiirit ja ohjelmat. Voimanlähteinä toimivat lihakset ja mekaanisena runkona luusto. Samat kolme asiaa määräävät ihmiskehon ja mekaanisen koneen toimintaa, ohjausyksikkö, voimalähteet ja mekaaninen runko. Kaikki nämä ovat vuorovaikutuksessa toisiinsa. (Adam Klodowski, Flexible Multibody Approach in Dynamic Exercises Simulation)

Erona mekaanisiin laitteisiin ja komponentteihin ihmiskehon osia ei ole tähän mennessä pystytty analysoimaan yhtä tarkasti luuston ominaisuuksiltaan ja lihasten suorituskyvyltään, niin kuin voimme määrittää esimerkiksi hydraulisensylinterin tuottaman voiman tai kaivurin kauhan rungon kriittisen rasituksen. Biomekaniikka pyrkii etsimään vastauksia ihmiskehon ominaisuuksiin liittyviin kysymyksiin. (Adam Klodowski, Flexible Multibody Approach in Dynamic Exercises Simulation)

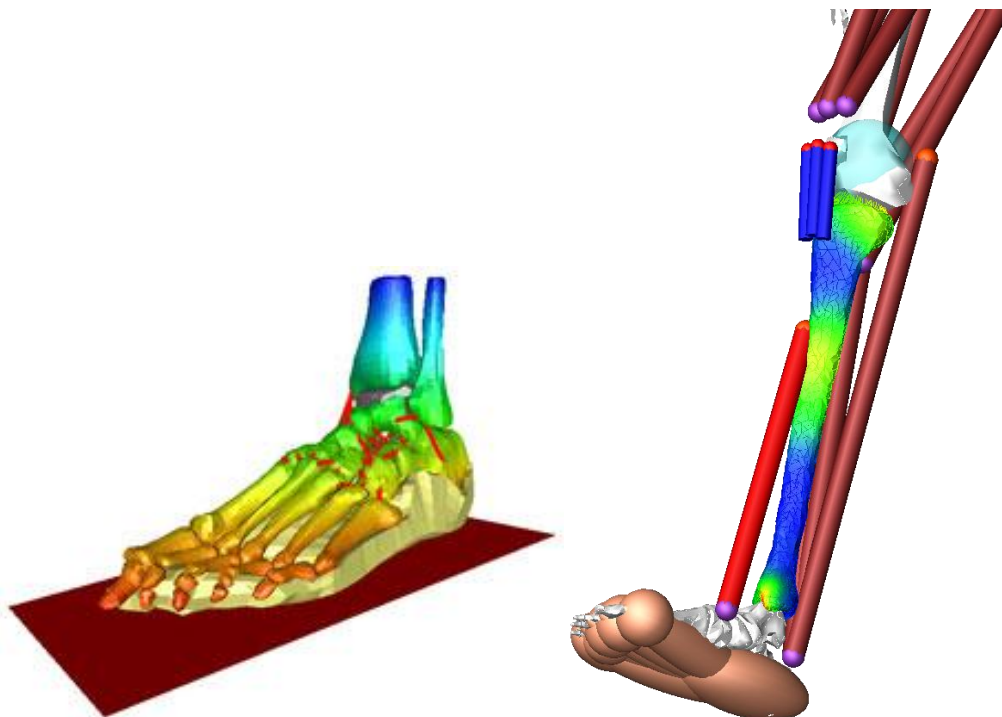
Tähän mennessä biomekaniikassa on pystytty mallintamaan ihmiskehon luuston yleisellä luustomallilla ja yksityiskohtaisesti sääriluun ottaen huomioon luun vaihtelevan tiheyden ja kimmoisuuden sen eri kerroksissa. Ihmiskehon mallintamisessa tulee ottaa huomioon, luurangon, nivelten, lihasten ja ulkoisten kuormien vuorovaikutuksia. Simulaatiomallin tuottamiseen tarvitaan ihmismallin lisäksi määrätty suoritusliike ja syntyvät ulkoiset voimat. Näiden avulla pystytään määrittämään simulaatiomallista luustorasituksia, lihasvoimaa ja -toimintaa. (Adam Klodowski, Flexible Multibody Approach in Dynamic Exercises Simulation)

Monikappaledynamiikkaan perustuvia biomekaanisia malleja on käytetty laajalti fyysisten suoritusten kuten hyppyjen, potkujen, juoksun, kävelyn ja monen muun harjoituksen mallintamiseen urheilu- ja lääketieteessä sekä ortopediassa. (Rami Al Nazer 2008 s. 20)

Dynaamisella harjoitussimulaatiolla pyritään arvioimaan kehossa esiintyviä rasituksia fyysisen suorituksen aikana ja ihmisruumiin kestävyyttä testataan turvallisuuden rajoissa. Jotta simulaatio olisi mahdollisimman tarkka, pyritään virtuaalinen harjoittelu esittämään mahdollisimman todenmukaisesti. Simulaation tarkkuuteen vaikuttavat käytetyt kuntosalilaitteet, jalkineet, harjoitteluasut jne. Tämän vuoksi jokaisessa mallinnusvaiheessa on pyritty mahdollisimman pieneen virhemarginaaliin. Erityisen tärkeää simulaatiossa on ihmisen ja koneen vuorovaikutus ja siksi käyttöympäristön optimointi kaikille testihenkilöille tulisi olla sama. (Adam Klodowski, Flexible Multibody Approach in Dynamic Exercises Simulation)

3 JOUSTAVA MONIKAPPALEDYNAMIKKA

Tutkimuksessa, jota varten kuntosalilaitteiden 3D-mallinnus tehtiin, pyritään mallintamaan ihmiskehoa joustavalla monikappalesimulaatiolla. Oletuksina mallinnusta tehtäessä on suuret siirtymät ja kiertymät ruumiin eri osissa, mutta verrattain erittäin pienet muodonmuutokset. (Adam Klodowski, Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process)



Kuva 2 Esimerkki joustavasta monikappaledynaamisesta mallista (Klodowski, A., Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process).

Ihmiskehon mallinnuksessa ongelmana on ollut ruumiin osien yhdistäminen toisiinsa. Kinemaattisten nivelten mallintaminen on helppoa ja yksinkertaista. Ihmiskehon joissakin analyyseissä ne ovat liian jäykkiä ja yksinkertaistettuja. Luiden ja lihasten väliset kontaktit ovat todellisuudessa paljon monimutkaisempia. Kehon eri liikkeiden aikana nivelet joustavat eivätkä ole jäykkiä kuten esimerkiksi kauhakuormaajan kauhan nivelet. Siksi anatomisten nivelet vaativat jänteiden ja ruston mallintamista (Adam Klodowski, Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process). Tosin sanoen ihmiskehon osien materiaaliominaisuuden ovat paljon monimutkaisempia verrattuna perinteiseen koneenrakennuksessa käytettyihin materiaaleihin, kuten teräksiin. Tämän vuoksi ihmiskehon mallintaminen on hyvin haastavaa ja tarkkuutta vaativaa. Monikappaledynamiikan käyttö ihmiskehon mallinnuksessa on vasta kehitysvaiheessa.

3.1 Luustomallit

Ihmisen luurangolla on fysiologisia tehtäviä, kuten verisolujen tuotto ja kalsiumin varastointi, mutta myös mekaanisia tehtäviä kehon tukijana ulkoisilta voimilta ja toimia vipuvartena voimansiirrossa. Koska ihmiskehon lihakset välittävät voiman luiden kautta, riippuen miten ne ovat kiinnittyneet luuhun ja sijaitsevat sen suhteen, tarkka geometria luusta on välttämätön, jotta malli tuottaa tarkasti lihasvoimia ja nivelmomenteja. (Rami Al Nazer 2008 s. 47)

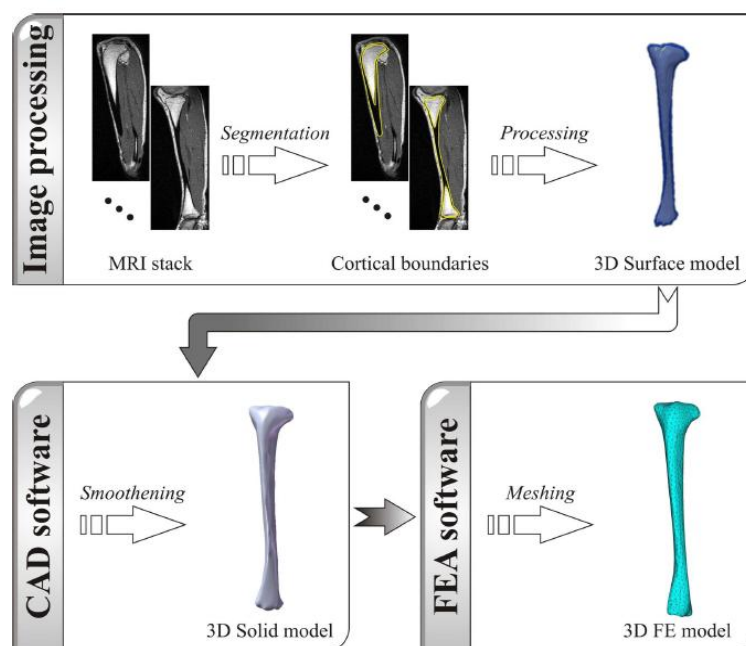
Aiemmissä tutkimuksissa on pystytty mallintamaan luustomalli yksinkertaisella ja yksiselitteisellä mallilla, jossa luun tiheys ja kimmoisuus on homogeeninen koko luun tilavuudella. Jotta on päästy tarkempiin malleihin, luun ominaisuuksista on tehty tarkempia analyysejä. (Adam Klodowski 2009 s. 1)

Luurankomalli on kehitetty perustuen MRI ja CT -kuvauksiin. Luustomalli voidaan mitoittaa koehenkilön pituuden, painon, iän, eettisen taustan ja sukupuolen mukaan. Yksittäisten luomallien muodostama luurankomalli on usein tutkimuksissa määritetty kyseisen tutkimuskohteen mukaisesti. Esimerkiksi tutkiessa nilkan liikettä fyysisen toiminnan aikana, voidaan jalkaterä yksinkertaistaa yhdeksi osaksi ilman sen jakamista

useaan eri kappaleeseen. Luukappale, jonka rasituksia tutkitaan, mallinnetaan joustavaksi. Samanaikaisesti luut, joihin ei tutkimuksessa kiinnitetä tarkempaa huomiota, voidaan mallintaa jäykiksi. (Rami Al Nazer 2008 s. 47)

Ongelmana ihmisruumiin luuston mallinnuksessa on luukudoksen tiheyden ja kimmoisuuden vaihtelu sen eri osissa. Tomografian avulla on pystytty laskemaan sääriluun tiheyttä ja kimmoisuutta tarkasti, ja näin saatu todellisuutta lähellä oleva joustava malli ihmisen sääriluusta. Kuitenkin on huomioitava, että muista kehon luista ei ole tehty vastaavaa mallinnusta. Tomografialla otetut luunäytteet viedään tutkimusta varten suunniteltuun ohjelmaan, jossa näytteistä kasataan kuorimalli sääriluusta. Malli viedään edelleen Solidworks -ohjelmaan, jossa siitä tehdään tilavuuksellinen malli ja käsitellään geometriaa laskentaan sopivaksi. (Adam Klodowski 2009 s. 4)

Luusta saatu geometrinen malli viedään ANSYS -elementtimallinnusohjelmaan, jossa sääriluulle määrätään mittausten mukaiset materiaaliominaisuudet ja geometriaan verkotetaan kolmiotilavuuselementeillä. ANSYS -ohjelman ja mitattujen voimien avulla voidaan määrittää luuhun kohdistuvia rasituksia. FEM (Finite Element Method) mallin etuina ovat sen laskentatarkkuus ja kontaktimallien toteutus. (Adam Klodowski 2009 s. 4)



Kuva 3 Luun FEM -mallinnus prosessin vaiheet (Al Nazer, R., 2008, s. 48).

3.2 Lihasmallit

Lihasmallinnus on tärkeä osa-alue kehon liikeanalyysissä. Lihakset toimivat kehon voimanlähteinä ja tuottavat voiman ja momentin nivelten ympäri. Keskushermosto ohjaa lihaksia tuottamaan voimaa, joka välittyy luustoon jänteiden avulla. Kirjallisuudessa on useita malleja kuvaamaan lihaksia. Yleisesti nämä mallit voidaan jakaa kahteen ryhmään, molekyyllisiin malleihin ja fenomenologisiin malleihin. Molekyylliset mallit kuvaavat lihaksen voiman tuottoa kudoksellisella tasolla, ottaen huomioon lihaksessa tapahtuvat biofyysiset ja biokemialliset prosessit. Fenomenologiset mallit kuvaavat lihaksen toimintaa parametrusten matemaattisten mallien avulla ilman biofyysistä tai –kemiallista analyysiä. Ihmisen liiketutkimuksia varten tehdyissä biomekaniikkamalleissa molekyylinen lihasmalli on mahdoton toteuttaa käytännössä, kun taas fenomenologinen malli on todettu käytännöllisiksi monissa ihmisliikkeen simulaatioissa. (Rami Al Nazer 2008 s. 51)

Luuston lisäksi ihmismalliin mallinnetaan ihmisruumiin suurimmat lihakset ja erityisesti kyseisessä testissä eniten vaikuttavat lihakset, kuten askelta tutkittaessa leveä kantalihas, kaksoiskantalihas, etummainen säärilihas ja suora reisilihas. Tutkimukseen vähemmän vaikuttavat lihakset mallinnetaan yksinkertaistetulla tavalla. (Adam Klodowski 2009 s. 2)

Tutkimuksessa mallinnetut lihakset on eritelty eri kokoonpanoihin. Elektromiografialla (EMG) tutkitut lihakset eli ns. avoimeen ohjaukseen perustuvat lihakset, leveä kantalihas, kaksoiskantalihas, etummainen säärilihas ja suora reisilihas. Jäljelle jäävät alaruumiin lihakset on mallinnettu käänteisdynamiikan avulla. Jako lihasryhmien välillä perustuu niiden toimintaan ja maksimivoimaan. (Adam Klodowski 2009 s. 3)

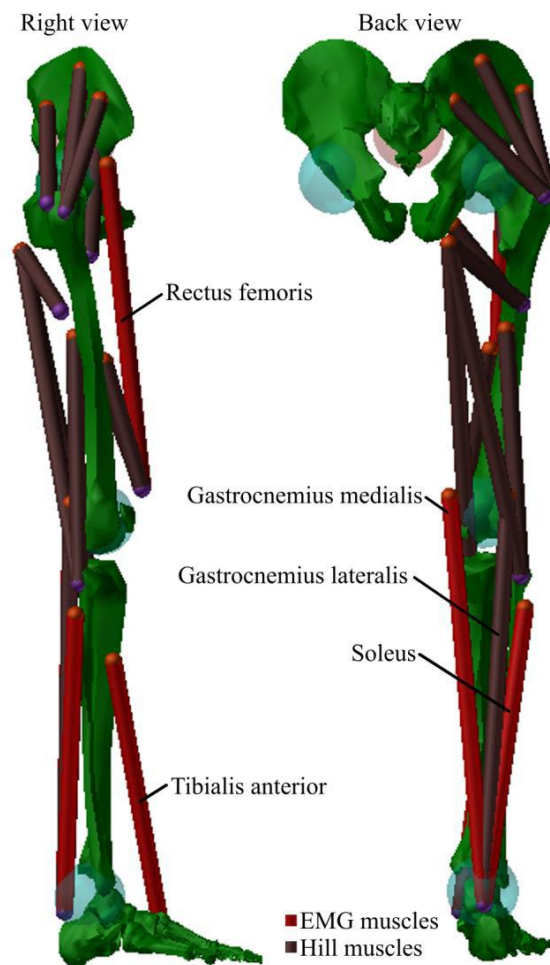
Niin sanotun ”open loop” –lihasmallin voimantuotto perustuu yksinkertaistettuun yhtälöön

$$F_{\text{muscle}} = A(t)F_{\text{max}} \quad (1)$$

missä $A(t)$ on lihaksen aktivointi arvojen 0 ja 1 välillä (Adam Klodowski 2009 s. 3). F_{max} ilmoittaa kyseisen lihaksen tuottaman maksimivoiman, joka saadaan PCSA ja $\sigma_{\text{muscle,max}}$

arvoista. Riippuen tutkimuslähteestä $\sigma_{\text{muscle,max}}$ saattaa vaihdella arvoiltaan. (Rami Al Nazer 2008 s. 52)

Toinen käytetty lihastyppi on ns. ”closed-loop system Hill muscle model”, jonka tuottama voima perustuu käänteisdynamiikalla saatuihin arvoihin lihaksen supistumisesta ja laajenemisesta. (Adam Klodowski 2009 s. 3). Kuvassa 4 on esitetty EMG ja Hill -tyyppiset lihakset vasemman jalan mallissa.

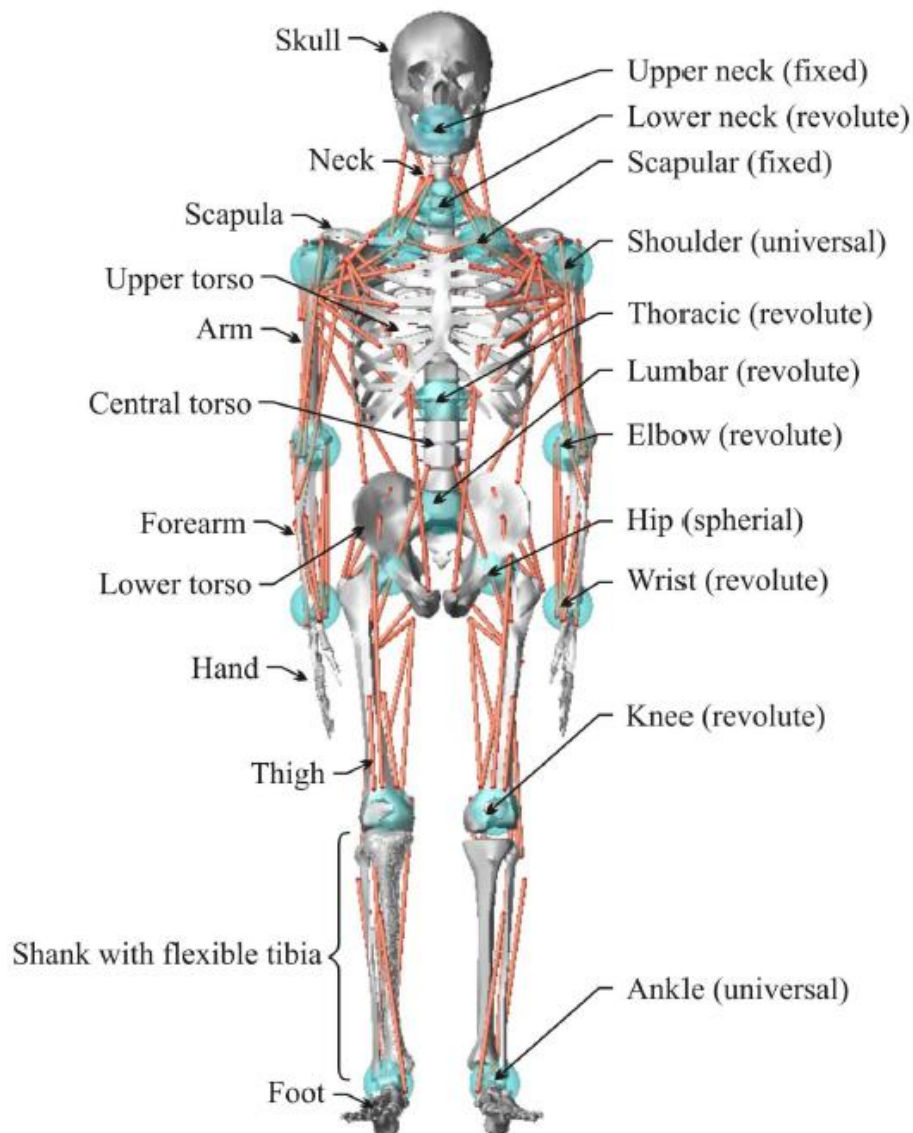


Kuva 4 Lihasten mallinnus vasemman jalan lihaksista (Klodowski, A., Rantalainen, T., Mikkola, A., Dastidar, P., Heinonen, A., ja Sievanen, H., 2009, s.3).

3.3 Nivelet ja jänteet

Biomekaanisessa mallissa anatomiset nivelet voidaan esittää kinemaattisina nivelinä aivan kuten mekaaninen nivel tai kontaktinivelenä, joka vastaa paremmin oikeaa anatomista

niveltä, riippuen analyysin tavoitteesta. Kuitenkin suurin osa biomekaanisista malleista ihmisliikkeen tutkimuksessa on mallinnettu käyttäen anatomisten nivelten tilalla kinemaattisia niveliä, kuten kääntöniveliä polvissa ja kyynärpäissä, tai pallomaisia niveliä lonkissa ja olkapäissä. Jänteiden tehtävä on ohjata nivel liikettä ja tukea liikettä sen fyysisten rajojen sisällä. Tämä ominaisuus on toteutettu mallissa asettamalla niveleen epälineaarinen vääntöjousi ja vääntövaimennin jokaista tuettua vapausastetta kohden. Kokonaisuudessaan nivelen jäykkyyden määrittää, rusto, nivelpussi ja nivelkierukka. Kuitenkaan näitä komponentteja ei yleensä sisällytetä biomekaniikkamalleihin, joita käytetään liiketutkimuksissa. Tätä voidaan perustella sillä, että nämä nivelrakenteet eivät vaikuta siirtymiin niveleen nähden. (Rami Al Nazer 2008 s. 50)



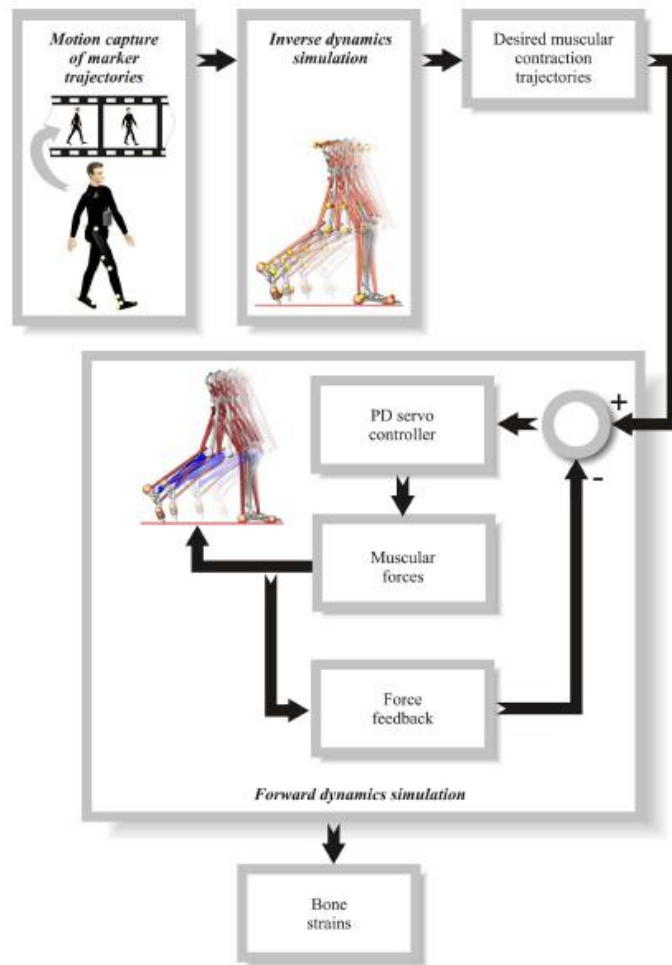
Kuva 5 Kehon eri nivelten mallintaminen (Klodowski, A., Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process).

3.4 Liikemallinnus

Jotta ihmismalli saataisiin toteuttamaan simulaatiossa halutut liikeradat, on ne saatava tallennettua todellisesta liikkeestä suorituksen aikana. Tätä varten kehoon on kiinnitetty eri paikoille liiketunnistimia, joiden avulla voidaan tallentaa liikerata, joka suorituksen aikana syntyy. Erityiset liiketunnistinkamerat kuvaavat suorituksen ja tallennettu liike voidaan siirtää simulaatiomalliin tietokoneelle, jossa kukin liike osataan yhdistää oikeisiin ruumiinosiin ja päästään näin simulaatiolla samaan liikerataan kuin todellisessa testissä. (Adam Klodowski, Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process)

Kun liikeradat on saatu kuvattua, viedään tieto käänteisdynamiikkasimulaatioon (inverse dynamics simulation), jossa biomekaaninen malli suorittaa tallennetun liikkeen. Todellisessa tilanteessa voimanlähteinä toimivat lihakset eivät toimi liikkeen muodostajina käänteisdynamiikka simulaatiossa. Nivelmomenteista ja käänteisdynamiikka simulaatiosta lasketuista lihassupistusradoista saadaan ratkaistua lihasvoimat. Liikeradan tallentanut koehenkilöön kiinnitetty liiketunnistin ohjaa mallin käänteisdynamiikkasimulaation aikana. (Rami Al Nazer 2008 s. 55)

Käänteisdynamiikalla saadut lihasvoimat voidaan tuoda biomekaaniseen malliin ja määrittää ne simulaatiota ajavaksi osaksi. Nyt voidaan siirtyä suoraan dynaamiseen simulaatioon (forward dynamics simulation), sillä voimanlähteinä toimivat nyt biomekaanisen mallin lihakset aivan kuten konkreettisessa harjoitteessakin työtä tekevät ihmisen lihakset. Näin saavutetaan luustorasitukset realistisesta simulaatioympäristöstä. Kuvassa 6 on esitetty liikemallinnusprosessin eri vaiheet.



Kuva 6 Liikemallinnuksen kulku (Al Nazer, R., 2008, s. 58).

4 KUNTOSALILAITTEIDEN 3D-MALLINNUS

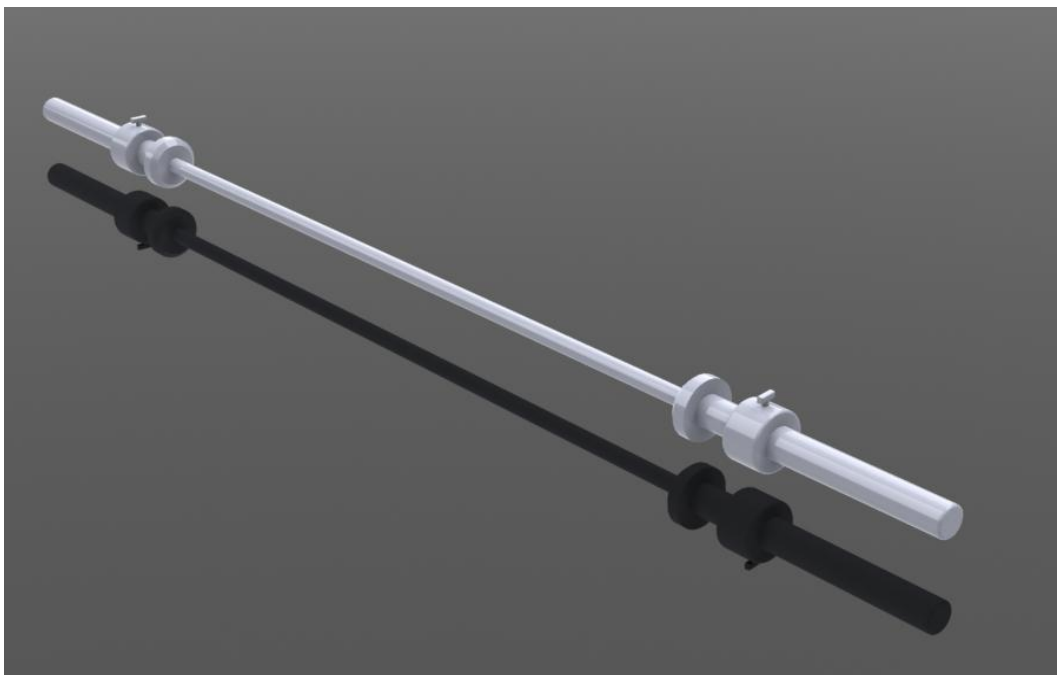
Tutkimusta varten mallinnettiin kolme eri kuntosalilaitetta, painotanko, jalkaprässi ja jalan ojennus- ja koukistuslaite. Mallinnukset tehtiin 1:1 -malleina Solidworks -ohjelmalla. Laitteet olivat Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratorion tiloissa, jossa kyseisillä laitteilla on suoritettu koehenkilöiden voimamittauksia. Mallinnuksessa ei ollut tärkeää saavuttaa juuri identtistä rakenteellista muotoa laitteelle, vaan laitteiden osat jotka vaikuttavat liikkeen suoritukseen tuli mallintaa mahdollisimman tarkasti juuri siihen asentoon ja geometriaan, jossa testejä suoritetaan. Vaadittu tarkkuus toleranssi mittauksissa oli ± 1 mm.

Mallinnuksella pyritään säilyttämään geometriset olosuhteet sellaisena kuin ne ovat todellisessa harjoitustilanteessa. Ihmismalli on tuettu samalla tavoin kuin fyysisessä

harjoitteessa ja auttavat tuottamaan liikkeen uudelleen mahdollisimman lähellä todellisuutta. Toiseksi mallit auttavat kuvaamaan harjoitusta yleisölle, jotka näkevät simulaation harjoituksesta.

4.1 Painotanko

Painotangon tärkeänä osana on kädensijojen oikea paksuus todellisuuteen nähden sekä tangon yleinen geometria, jotta sen painotus olisi oikea. Simulaatiota varten tankoon lisätään vielä mallit painolevyistä.

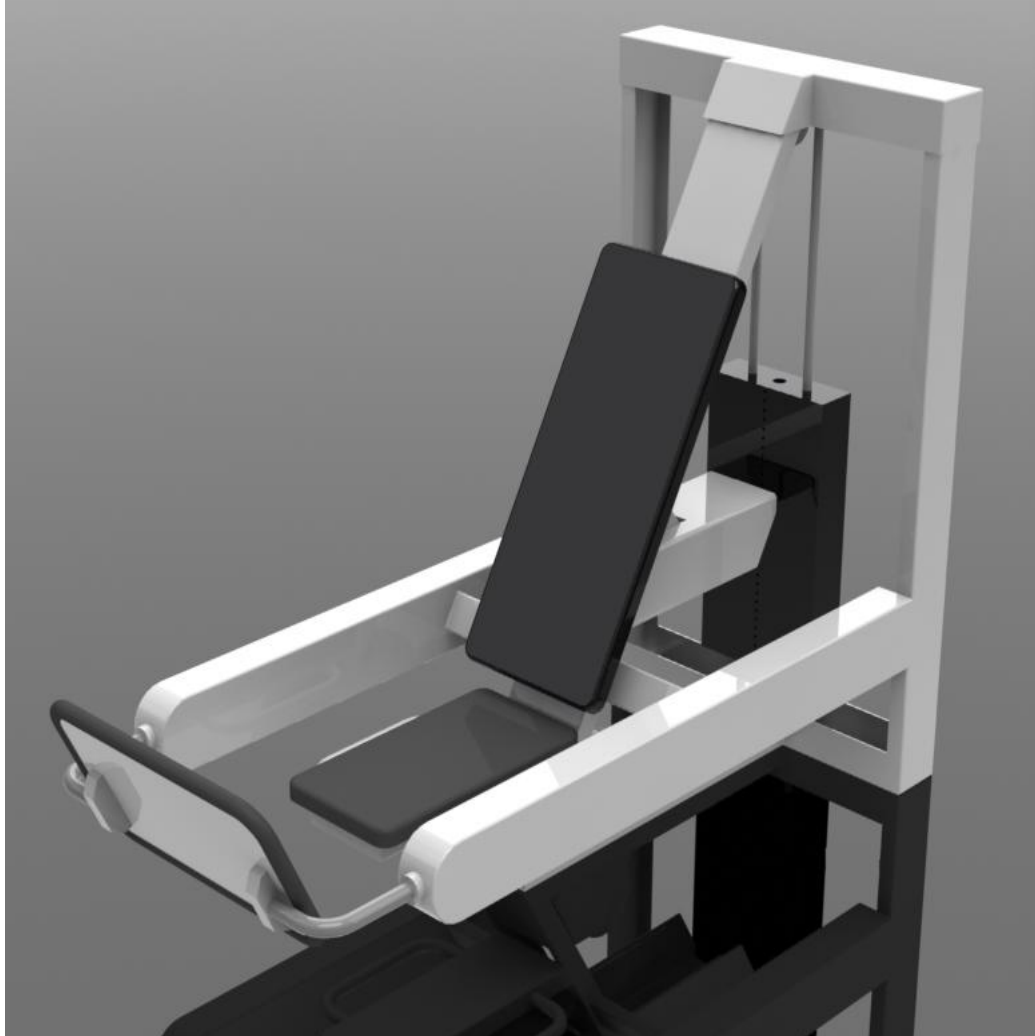


Kuva 7 SolidWorks -malli painotangosta.

4.2 Jalkaprässi

Jalkaprässin mallinnuksessa tärkeää oli saada istuimen, selkänojan ja jalkalevyn pituussuhteet vastaamaan todellisuutta. Jalkalevyn tuli olla erillinen osa muusta rungosta. Jotta siihen voidaan mallintaa harjoituksesta voima-anturista saatu voima, simulaatiota varten. Myös selkänoja on mallinnettu liikkuvaksi syvyys suunnassa, sillä laitteessa oli selkänojalle useita eri syvyys asentoja.. Työnnettävän jalkalevyn ja painojen välisiä

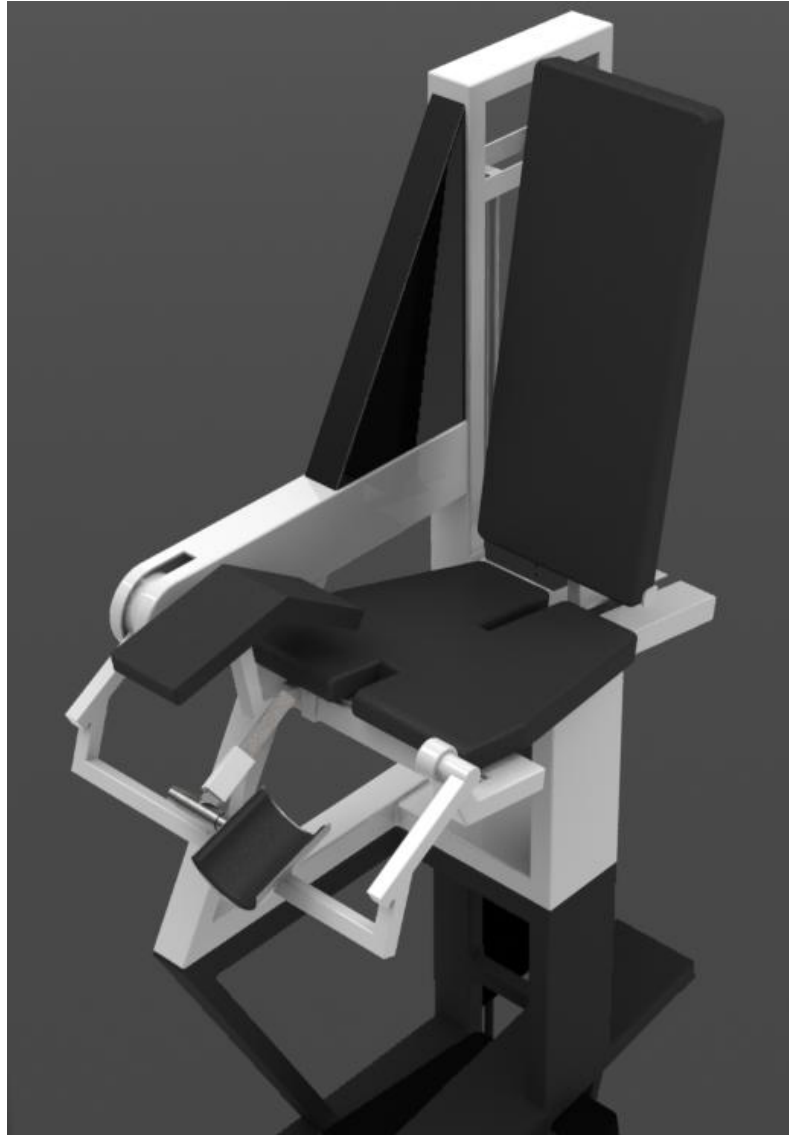
liikkumissuhteita tai massoja ei tarvinnut mallintaa, joten myös työntöliikettä ja painolevyjä yhdistävät hihnat jätettiin mallintamatta mallin selkeyden vuoksi.



Kuva 8 SolidWorks -malli jalkaprässistä.

4.3 Jalan ojennus- ja koukistuslaite

Tässä laitteessa oli kaksi toimintoa. Toisessa asennossa laite toimi jalan ojentajana (extension) ja toisessa asennossa jalan koukistajana (flexion). Riippuen harjoitusliikkeestä laitteen istuimen asema muuttuu sekä työtä tekevän jalan tuki kääntyy tukemaan jalkaa joko ylä- tai alapuolelta riippuen kumpaa liikettä halutaan tehdä. Lepojalantuki pysyy paikallaan riippumatta siitä, kumpaa liikettä tehdään.



Kuva 9 SolidWorks -malli jalan ojennus- ja koukistuslaitteesta.

5 KUNTOSALILAITTEIDEN ANALYSOINTI

Osassa laitteista oli muotoja ja materiaaleja joiden kohdalla tehtiin yksinkertaistuksia mallintamisen helpottamiseksi, kuitenkin niin ettei mallintamisen tarkoitusperä kärsi. Seuraavassa on käsitelty kyseiset laitteet yksityiskohtineen ja niiden mallintamisessa esiintyviä ongelmakohtia.

5.1 Painotanko

Painotangon mallinnus oli hyvin helppo toteuttaa, sillä kyseessä oli täysin staattinen rakenne. Tangossa ei harjoituksen aikana ole liikkuvia osia joiden välisiä suhteita tulisi huomioida mallia luodessa. Tangon geometria asetetaan vain simulaatioon, jossa siihen lisätään tangon molempiin päihin haluttu kuormitus. Ongelmakohtia tämän mallin luomisessa ei esiintynyt.

5.2 Jalkaprässi

Jalkaprässin mallinnuksessa erityistä huomiota kiinnitettiin istuimen, selkänöjan ja jalkalevyn välisiin geometrisiin suhteisiin. Istuin oli yksinkertainen mallintaa kiinni runkoon, sillä se ei vaatinut kuin korkeuden ja sivuttaisen aseman mittasuhteiden tietämistä. Selkänöjan kaltevuuskulman, korkeuden ja aseman istuimeen nähden mallintamista varten runko mitattiin tarkkaan. Jalkalevyn korkeuden ja kaltevuuskulman mittaaminen oli haasteellista, sillä rakenteesta oli hankala saada hyvää kiintopistettä mittaukselle kyseisillä mittavälineillä. Kaltevuuskulman mittaus suoritettiin useampaa mittaustapaa käyttäen ja kulman suuruudelle saatiin useampia arvoja kuitenkin 2 asteen toleranssilla. Mitatuista arvoista laskettiin keskiarvo, jota käytettiin mallinnuksessa. Nämä olivat tärkeitä osia mallinnuksen kannalta, sillä istuin, selkänöja ja jalkalevy ovat päätukipisteet harjoituksen suorituksessa.

Malliin ei ole mallinnettu istuimen ja selkänöjan materiaaliominaisuuksia. Todellisuudessa nämä elementit joustavat, sillä niissä on pehmustemateriaaleja, jotka ovat hyvin elastisia. Myös käytettyjen kenkien ja jalkalevyn välistä kontakti pintaa ei ole määritetty malliin tarkemmin. Laitteessa oli koehenkilön kiinnittämistä varten myös istuimeen kiinnitetty vyö, joka on jätetty mallinnuksesta pois.

Liikesuoritus laitteessa tapahtuu henkilön istuessa istuimen kohdalla, selkä vasten selkänöjaa, molemmat jalat koukussa ja jalkalevyssä kiinni. Molemmat jalat suoritetaan samanaikaisesti ja palautetaan takaisin alkuasentoon.

5.3 Jalan ojennus- ja koukistuslaite

Kuten jalkaprässissäkin jalan ojennus- ja koukistuslaitteessa tuli huomioida tarkasti istuimen ja selkänöjan asemat. Haasteena laitteen mallinnuksessa oli sen muuntuminen kahteen eri asentoon riippuen tehdäänkö laitteessa jalan ojennusta vai koukistusta. Malliin ei ole mallinnettu mekanismia, jolla laitteen asentoa muutetaan riippuen harjoituksesta vaan laitteesta on mallinnettu kaksi eri kokoonpanoa, joissa kummassakin osien asettelu vastaa kyseistä harjoitetta.

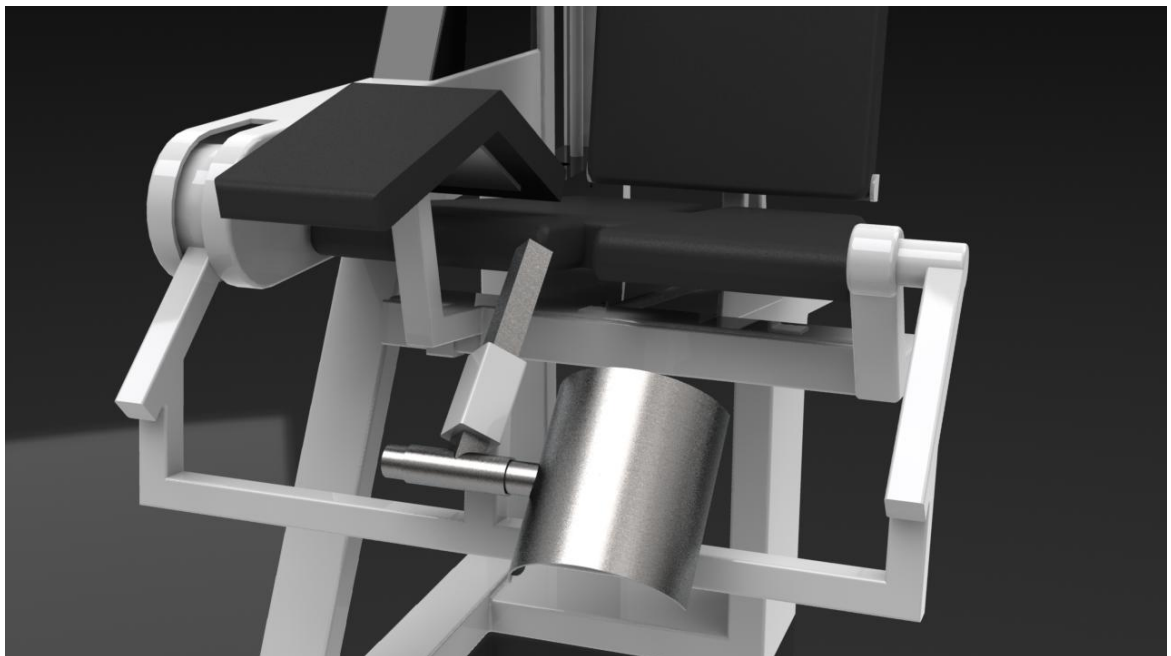
Tuki, joka välittää jalasta syntyvän voiman, oli käytännössä mahdoton mallintaa vertaamalla sen asemaa muihin koehenkilön tukipisteisiin. Tämän takia mallin runko piti mallintaa tarkasti, jotta tuen suhde muihin tukipisteisiin säilyy, vaikka sen asemaa ei kyetty määrittämään muista tukipisteistä. Todellisuudessa myös tässä laitteessa istuimessa ja selkänöjassa esiintyy materiaalia, joka antaa periksi koehenkilön tukeutuessa siihen. Tätä ominaisuutta ei ole mallinnettu. Rungot ovat täysin jäykkiä, sekä todellisuudessa, että malleissa.

Jalan ojennus (extension) -asennossa istuin on hieman korkeammalla ja kauempana selkänöjasta. Harjoitusta suorittava henkilö istuu penkissä oikea jalka rennosti lepotuen yli ja vasen jalka työtuen ali. Vasen jalka suoristuu vastustavaa kääntöosaa vastaan ja oikea jalka tukee lepojalantukea vastaan antaen tasapainoisen liikeradan.

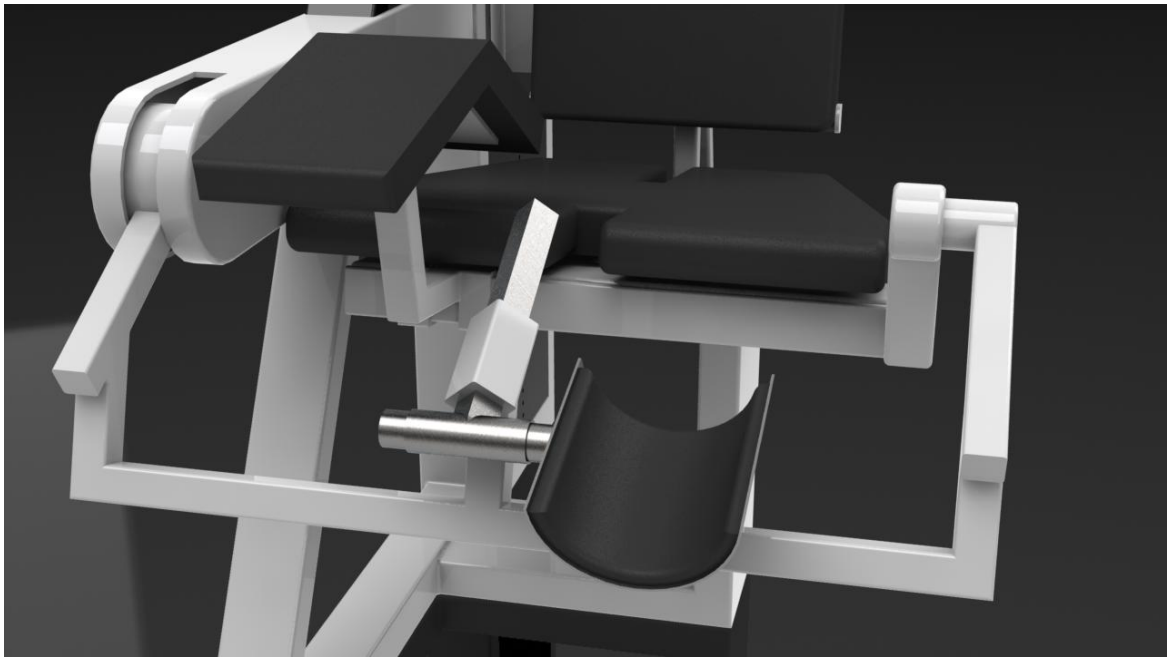
Jalan koukistus (flexion) -asennossa istuin on hieman alempana ja lähempänä selkänöjaa. Harjoitusta suorittava henkilö istuu penkissä oikea jalka rennosti tuen päällä ja vasen jalka työtuen yli. Vasen jalka koukistuu vastustavaa kääntöosaa vastaan ja oikea jalka tukee lepojalantukea vastaan antaen tasapainoisen liikeradan.

Vaikka istuimen liikkeen muutos on hyvin pieni ja saattaa vaikuttaa nopeasti tarkasteltuna hyvin pieneltä tekijältä, vaikuttaa se kuitenkin liikkeen suoritukseen ja eri osa-alueiden vuorovaikutukseen. Tästä johtuen samasta laitteesta oli hyvin tärkeää tehdä kaksi eri

kokoonpanoa. Seuraavissa kuvissa 10 ja 11 nähdään kuinka istuimen asema muuttuu riippuen liikeradan suunnasta ja samoin työtätekevän jalan tuki kääntyy liikeradan mukaiseen suuntaan.



Kuva 10 Istuimen ja työjalantuen asema ojennus asennossa.



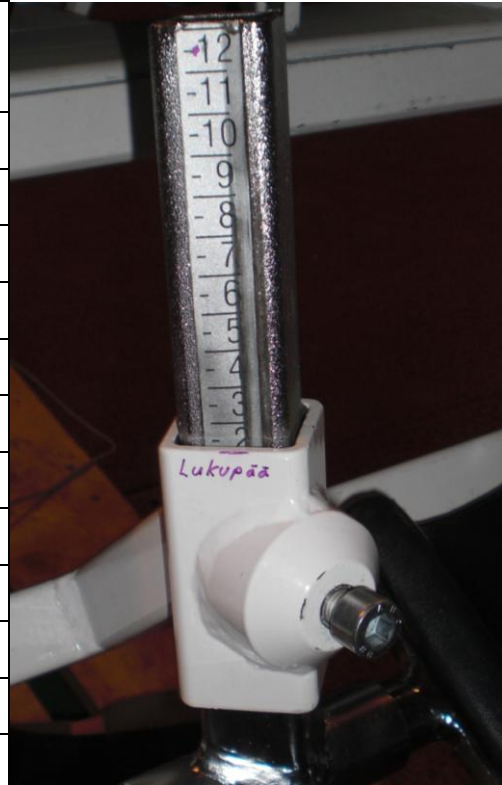
Kuva 11 Istuimen ja työjalantuen asema koukistus asennossa.

Työtätekevän jalan tuki oli säädettävissä eri asemiin 1 ja 12 välillä. Alkuperäisesti tuki on mallinnettu asemaan 2. Mittauksissa käytetty asema on aina merkitty mittaus pöytäkirjaan ja on muutettavissa 3D-mallin kokonano kuvassa muuttamalla tuen asemaa kyseiseen ilmoitettuun mittaan. Tämä on otettava huomioon simulaatiossa, sillä tukipisteen etäisyyden muutos työtätekevän jalan suhteen vaikuttaa syntyviin voimiin. Seuraava

taulukko havainnollistaa, mikä asemaetäisyys vastaa mitäkin asemaa. Kuvassa 12 on työjalan tuki, jossa näkyy asema-asteikko ja lukupää.

Taulukko 1 Työjalan tuen asteikko

ASEMA	ASEMAN ETÄISYYS PALKIN YLÄREUNASTA
12	7 mm
11	17 mm
10	27 mm
9	37 mm
8	47 mm
7	57 mm
6	67 mm
5	77 mm
4	87 mm
3	97 mm
2	107 mm
1	117 mm



Kuva 12 Asteikko työjalan tuen asemasta.

3D-mallissa ei esiinny numeroin esitettyjä asemia vaan mittasuhte lukupäästä luetun aseman ja palkin yläreunan kanssa on asetettu mallin kokoonpanoon.

Laitteessa oli myös säädettävä selkänojan kulma, mutta testeissä kulman suuruus pidetään sadassa asteessa, joten malliin tämä yksityiskohta on mallinnettu kiinteäksi.

5.4 Jatkotutkimuskohteet

Laitteissa harjoitukseen vaikuttavia seikkoja kuten istuinten joustavuus ja niiden kontaktipinnat ihmiskehon välillä vaikuttavat harjoitus liikkeeseen. Tämän vuoksi istuinpintojen materiaaliominaisuuksien määrittäminen voisi tarkentaa simulaatiota. Todellisuudessa istuin pinnat eivät ole jäykkiä, vaan joustavat ihmisen painon mukaan.

Kuntosalilaitteiden 3D-mallintaminen auttoi kyseistä biomekaanista tutkimusta tarkentamaan simulaatiomalleja ja niiden tuloksia. Aikaisemmin simuloitu ihmismalli suoritti tallennetun harjoitus liikkeen avaruus ympäristössä, jossa kuntosalilaitetta kuvaamaan oli asetettu hyvin karkea ja yksinkertaistettu malli. Tarkat 3D-mallit mahdollistavat todellisen harjoitus liikeradan toistamisen myös virtuaalimallissa, ilman kehon tukipisteiden tai laitteiden rakenteellisten pituuksien muuttumista. Kuntosalilaitteiden mallit antavat myös auttavat kohdeyleisöä ymmärtämään paremmin tutkimuksen tarkoitusta ja tavoitteita.

Al Nazer, R., 2008, Flexible Multibody Simulation Approach in the Dynamic Analysis of Bone Strains During Physical Activity, Lappeenrannan teknillinen yliopisto, Lappeenranta

Klodowski, A., Rantalainen, T., Mikkola, A., Dastidar, P., Heinonen, A., ja Sievanen, H., 2009, A Dynamic Simulation of A Human Gait Using the Hybrid Muscle Model and A Qct-Based Flexible Tibia, 7th International Conference on Multibody Systems, Nonlinear Dynamics, and Control

Klodowski, A., 2008, Flexible Multibody Approach in Dynamic Exercises Simulation, Lappeenrannan teknillinen yliopisto, Lappeenranta

Klodowski, A., Use of the Flexible Multibody Approach in the Analysis of the Bone Strengthening Process, Lappeenrannan teknillinen yliopisto, Lappeenranta