

LAPPEENRANNAN TEKNILLINEN YLIOPISTO

Teknillinen tiedekunta

Konetekniikan koulutusohjelma

BK10A0400 Kandidaatintyö ja seminaari

BIOMEKANIIKAN SIMULOINNISSA KÄYTETTÄVIEN OHJELMIEN  
SUORITUSKYVYN MÄÄRITYS  
PERFORMANCE ANALYSIS FOR SOFTWARES USED IN BIOMECHANICAL  
SIMULATIONS

Lappeenrannassa 3.5.2013

Pasi Heikkilä

## Sisällysluettelo

SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO .....	2
1 JOHDANTO .....	4
2 KÄYTETYT MENETELMÄT .....	6
2.1 Yläraajan anatomia .....	6
2.2 Monikappaledynamiikka.....	10
2.3 Lihasten mallinnus .....	12
2.4 Liikemallinnus .....	15
2.5 Optimointimenetelmät lihasvoimien määrittämisessä.....	17
3 SIMULOINTIMALLI .....	19
3.1 Opensim .....	19
3.1.1 Opensim simulointimalli .....	20
3.2 Anybody .....	22
3.2.1 Anybody simulointimalli.....	23
4 TULOSTEN TARKASTELO .....	25
4.1 Simulointitulokset.....	25
4.1.1 Lihasvoimat .....	26
4.1.2 Kontaktivoimat .....	30
4.2 Ohjelmien käytettävyys.....	32
5 JOHTOPÄÄTÖKSET .....	34
LÄHTEET .....	35

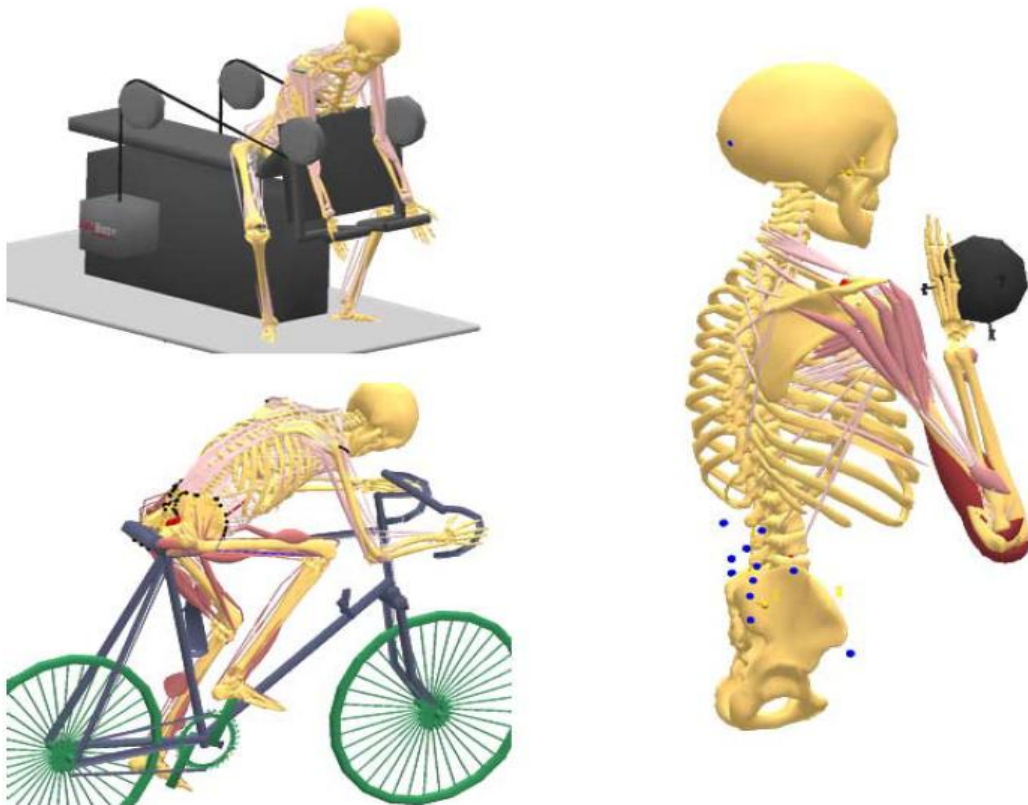
## SYMBOLI- JA LYHENNELUETTELO

$\alpha$	Pennaatiokulma
$\lambda$	Lagrangen kertoimet
$a(t)$	Aktivointi signaali
$C$	Rajoiteyhtälöt
$C_q$	Jacobin matriisi
$CE$	Lihaksen supistuva osa (contraction element)
$DOF$	Vapausasteiden lukumäärä (Degrees of freedom)
$F_0^M$	Lihaksen suurin isometrinen voima
$\tilde{F}_M$	Lihaksen tuottama normalisoitu voima
$\tilde{F}^{CE}$	Lihaksen tuottama normalisoitu aktiivivoima
$\tilde{F}^{PE}$	Lihaksen tuottama normalisoitu passiivivoima
$F_v(\tilde{v}^M)$	Voiman arvo voima-nopeus ominaiskäyrästä
$\tilde{F}_{aktiivi}^{CE}(\tilde{l}^M)$	Lihaksen normalisoitu aktiivivoima voima-venymä ominaiskäyrästä
$F^M$	Lihaksen tuottama voima
$q$	Yleistetyt koordinaatit
$G(f^M)$	Liikkeen kuormituksen arvo
$L_0$	Lihaksen lepopituus
$\tilde{l}^T$	Normalisoitu jänteen pituus
$\tilde{l}^M$	Normalisoitu lihaskudoksen pituus.
$l^T$	Jänteen pituus
$l^M$	Lihaskudoksen pituus
$l_0^M$	Lihaskudoksen optimaalinen pituus
$l_s^T$	Jänteen lepopituus
$M$	Massamatriisi
$N_i$	Normalisointitekijä
$n$	Lihaksien lukumäärä
$n_c$	Reunaehtojen lukumäärä
$n_y$	Yleistettyjen koordinaattien lukumäärä
$p$	Polynomifunktion asteluku
$PE$	Passiivinen elementti (Passive element)
$Q_c$	Rajoitevoimavektori

$Q_e$	Ulkoiset voimat
$Q_v$	Neliöllinen nopeusvektori
$t$	Aika
$T$	Jänne
$v^M$	Lihaskudoksen lyhenemisnopeus
$v_{max}^M$	Lihaksen suurin lyhenemisnopeus

## 1 JOHDANTO

Biomekaniikassa tutkitaan mekaniikan lakien avulla elimistössä vaikuttavia sisäisiä voimia ja elimistöön vaikuttavia ulkoisia voimia. Biomekaniikka koostuu kolmesta osa-alueesta: kinematiikasta, kinetiikasta ja lisäteknikoista. Lisäteknikoihin kuuluvat mittausmenetelmät, erilaiset mallinnukset ja simulaatiot liikuntaelimien liikkeestä. Kinematiikka käsittelee kehon eri osien sijaintia, nopeutta ja kiihtyvyyksiä, huomioimatta kehon osiin vaikuttavia ulkoisia tai sisäisiä voimia. Kinetiikassa tutkitaan kehon liikkeitä, kun ulkoiset voimat ja kehon osien paino huomioidaan. Huomioimalla ulkoiset voimat voidaan selvittää eri nivelissä vaikuttavat momentit ja suoritettujen liikkeiden vaativia työmääriä. Lisäteknikoihin kuuluvilla mallinnusmenetelmillä ja simulaatioilla voidaan muun muassa kehittää urheiluvälineitä, parantaa urheilusuorituksia ja suunnitella parempia proteeseja. (Kauranen, 2010, s. 9-17) Lappeenrannan teknillisessä yliopistossa on tutkittu alaraajan simulointimallilla luisteluhiihtoa (Bruzzo, 2012).



**Kuva 1.** Anybody-ohjelmalla luotu ihmisen simulointimalli eri urheilusuorituksissa. (Rasmussen, 2007)

Tässä kandidaatintyössä tutkitaan kahden biomekaniikan mallinnukseen soveltuvan ohjelman käytettävyyttä ja simulointimalleista saatuja tuloksia. Käytettävyyden tutkimisessa perehdytään erityisesti simulointimallin luontiin, tuloksien esitykseen, mahdollisiin ongelmiin simulointimallin luonnin aikana ja ohjelmien antamiin virheilmoituksiin virhetilanteissa. Tutkittavat ohjelmat ovat vapaasti saatavilla oleva, avoimeen lähdekoodiin perustuva Opensim (Opensim 3.0) ja kaupallisen Anybody-ohjelman (Anybody, 2013) kokeiluversio, jonka testaukseen on annettu suostumus Anybody Technologyn puolesta.

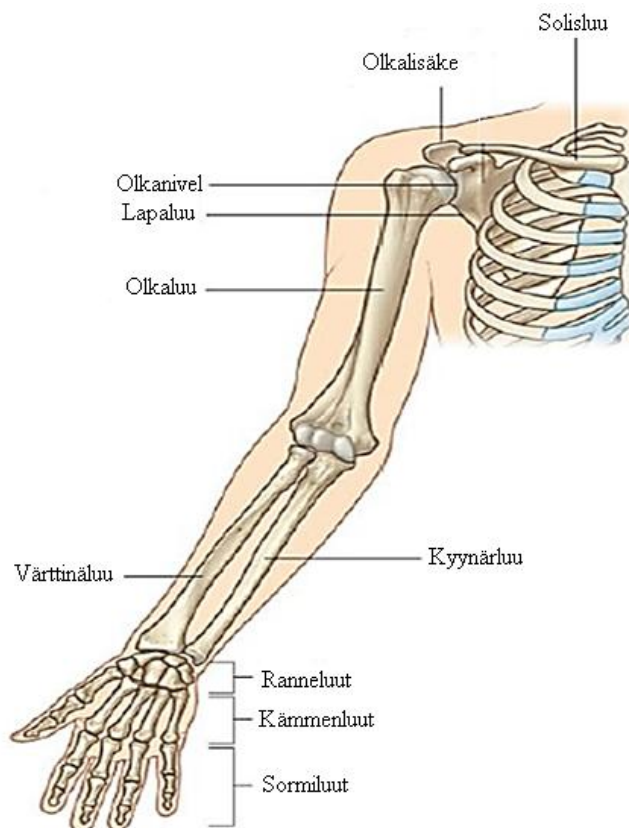
Biomekaniikan mallinnuksessa Lappeenrannan teknillisessä yliopistossa on käytetty aikaisemmin Adams-ohjelmalle saatavaa Lifemodeler-lisäosaa. Lifemodeler-lisäosalle ei ole enää saatavilla kaupallista lisenssiä, joten on ajankohtaista tutkia muita biomekaniikan mallinnuksessa käytettäviä ohjelmia ja selvittää voidaanko kyseisiä ohjelmia käyttää jatkossa simulointimallien luomisessa. Ohjelmien vertailu toteutetaan luomalla hauiskäännön mallinnus, jolla tutkitaan ohjelmien käytettävyyttä sekä simulointituloksia ja arvioimalla, ovatko lasketut lihasvoimat realistisia. Työssä käydään aluksi lävitse käsivarren anatomia, monikappaledynamiikan käyttö biomekaniikassa ja lihasten mallinnuksen periaatteet.

## 2 KÄYTETYT MENETELMÄT

Ohjelmien suorituskykyä testataan luomalla hauiskäännön simulointimalli ja tutkimalla liikkeen aikana ilmeneviä lihasvoimia. Simulointimallien luonnissa on käytetty teorioita eri osa-alueista, joihin perehdytään tässä kappaleessa.

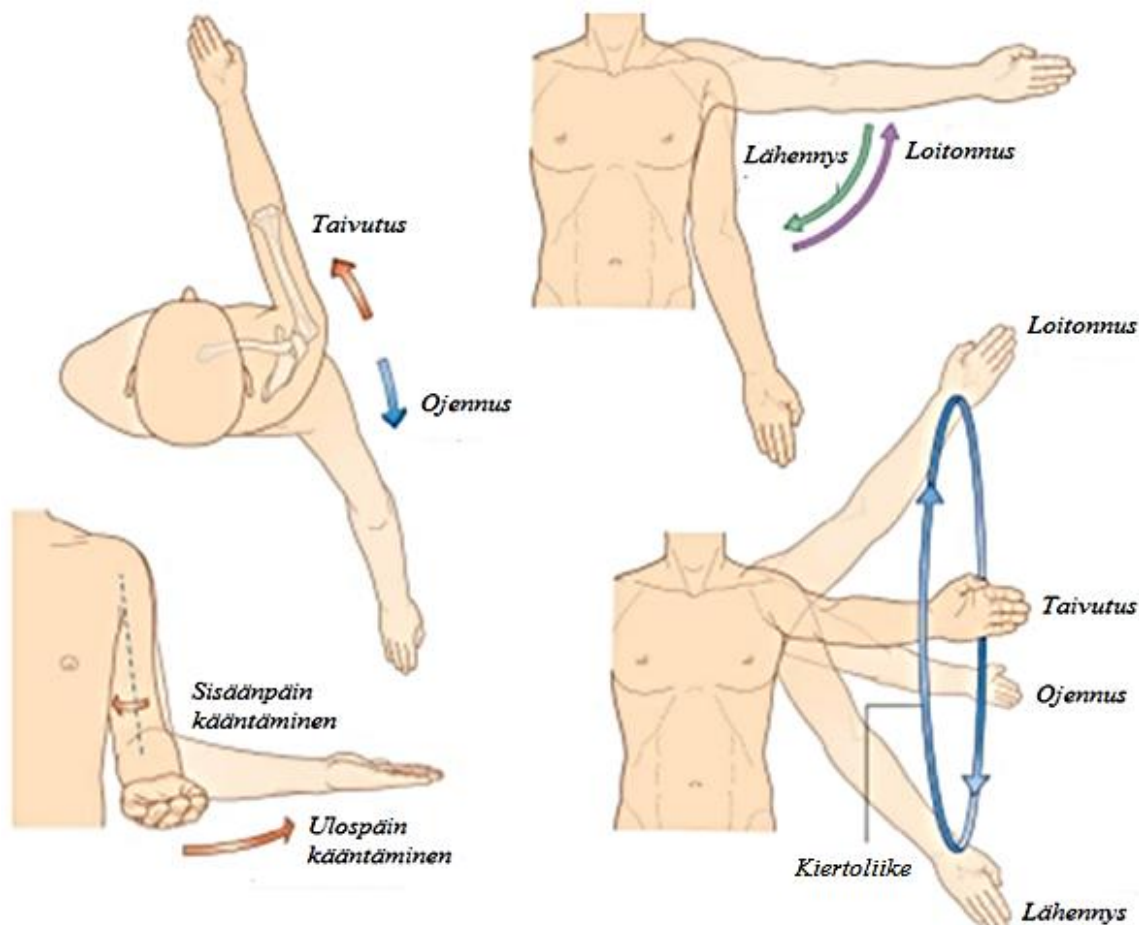
### 2.1 Yläraajan anatomia

Ihmisen yläraaja koostuu solis-, lapa-, olka-, varttinä- ja kyynärluista, joiden lisäksi yläraajan luihin kuuluu myös ranne-, kämmen- ja sormiluu ryhmät. Yläraajan luut on esitetty kuvassa 2. Olkaluu kiinnittyy lapaluuhun idealisoidulla pallonivelellä, joka sallii kiertoliikkeen kaikkien akseleiden ympäri, mutta estää liikkeen akseleiden suuntaisesti. Kyynärvarsi koostuu varttinä- ja kyynärluusta ja kiinnittyy sarananivelellä olkaluuhun sallien käden ojennuksen ja taivutuksen. (Nienstedt et al, 2009, s.116–124)



**Kuva 2.** Yläraajan luut. Muokattu lähteestä (Drake et al, 2010, s.654).

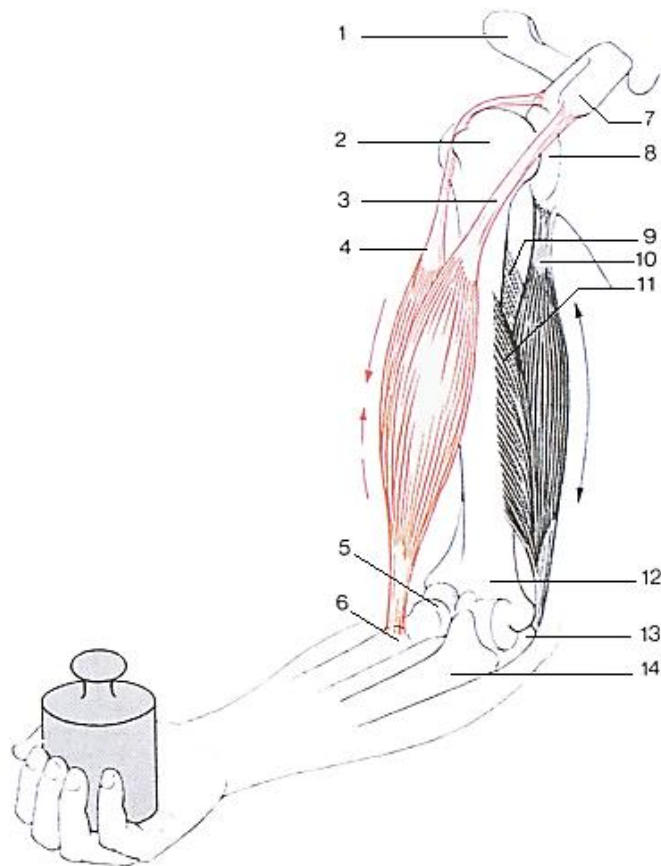
Kuvassa 3 on esitetty yläraajan nivelien mahdollistavat liikealueet.



**Kuva 3.** Yläraajan nivelien mahdollistavat liikealueet. Muokattu lähteestä (Drake et al, 2010, s.653).

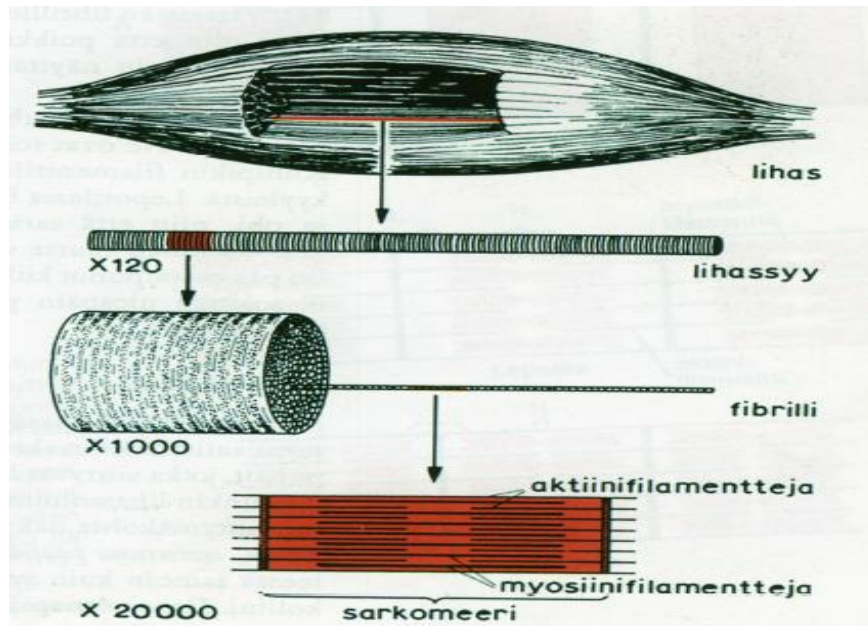
Hauiskäännössä kyynärvarren koukistus toteutuu kaksipäisellä hauislihaksella ja ojennus kolmipäisellä olkalihaksella, kuva 4. Lihaksien päissä on jänteinen osa, joka on joko sidekudosta tai jänne, jolla lihas kiinnittyy luuhun tai rustoon. Hauislihas kiinnittyy yläosasta lapaluuhun ja lapaluussa olevaan korppilisäkkeeseen ja alaosasta varttinäluuhun, hauislihaksen supistuessa kyynärvarsi koukistuu. Kolmipäinen ojentajalihas kiinnittyy yläosan kahdesta kohdasta olkaluuhun ja yhdestä kohdasta lapaluuhun, alaosasta ojentajalihas kiinnittyy kyynärlisäkkeeseen, supistuessaan ojentajalihas ojentaa kyynärvarrtta. (Nienstedt et al, 2009, s.144–148)





**Kuva 4.** Yläraajan hais- ja ojentajalihas. Muokattu lähteestä (Nienstedt et al, 2009, s.147) Kuvan merkkien selitykset: 1 Olkalisäke. 2 Olkaluun pää. 3 Lyhyt haislihas. 4 Pitkä haislihas. 5 Värttinäluu. 6 Haislihaksen kiinnittymispiste. 7 Korppilisäke. 8 Olkanivel. 9 Keskipitkä ojentajalihas. 10 Pitkä ojentajalihas. 11 Lyhyt ojentajalihas. 12 Olkaluun alaosa. 13 Kyynärlisäke. 14 Kyynärluu.

Hais- ja ojentajalihas kuuluvat poikkijuovaisiin lihaksiin, joilla toteutetaan ihmisen tahdonalaiset liikkeet. Poikkijuovainen lihaskudos muodostuu lihassyistä, jotka ovat 5-50mm pitkiä ja 10-100 $\mu$ m leveitä. Lihassolut sijaitsevat pituussuuntaisesti lihaksissa ja ne muodostuvat fibrilleistä. Fibrillit koostuvat jonossa olevista sarkomeereistä, jotka supistavat lihaksia, kuva 5. Vierekkäisten fibrillien sarkomeerit sijaitsevat rinnakkain toisiinsa nähden. Lihaksen supistuessa sarkomeerit lyhenevät, koska niissä sijaitsevat aktiivi- ja myosiinifilamentit liikkuvat lomittain, tämän takia myös lihaksen pituus lyhenee ja poikkipinta-ala kasvaa. (Nienstedt et al, 2009, s.76–82)



**Kuva 5.** Poikkijuovaisen lihaksen rakenne. (Nienstedt et al. 2009. s.77)

Poikkijuovaisen lihaksen tuottama voima riippuu sarkomeerien pituudesta ja rinnakkain olevien sarkomeeririvien lukumäärästä. Pitkässä lihaksessa on enemmän sarkomeerejä peräkkäin, kuin lyhyessä lihaksessa, jolloin supistuessaan lihas toteuttaa suurempia liikeratoja kuin lyhyt lihas. Paksussa lihaksessa rinnakkaisten sarkomeerien lukumäärä on suurempi kuin ohuessa lihaksessa, tällöin lihaksen tuottama voima on suurempi kuin ohuella lihaksella. (Nienstedt et al, 2009, s.76–82)

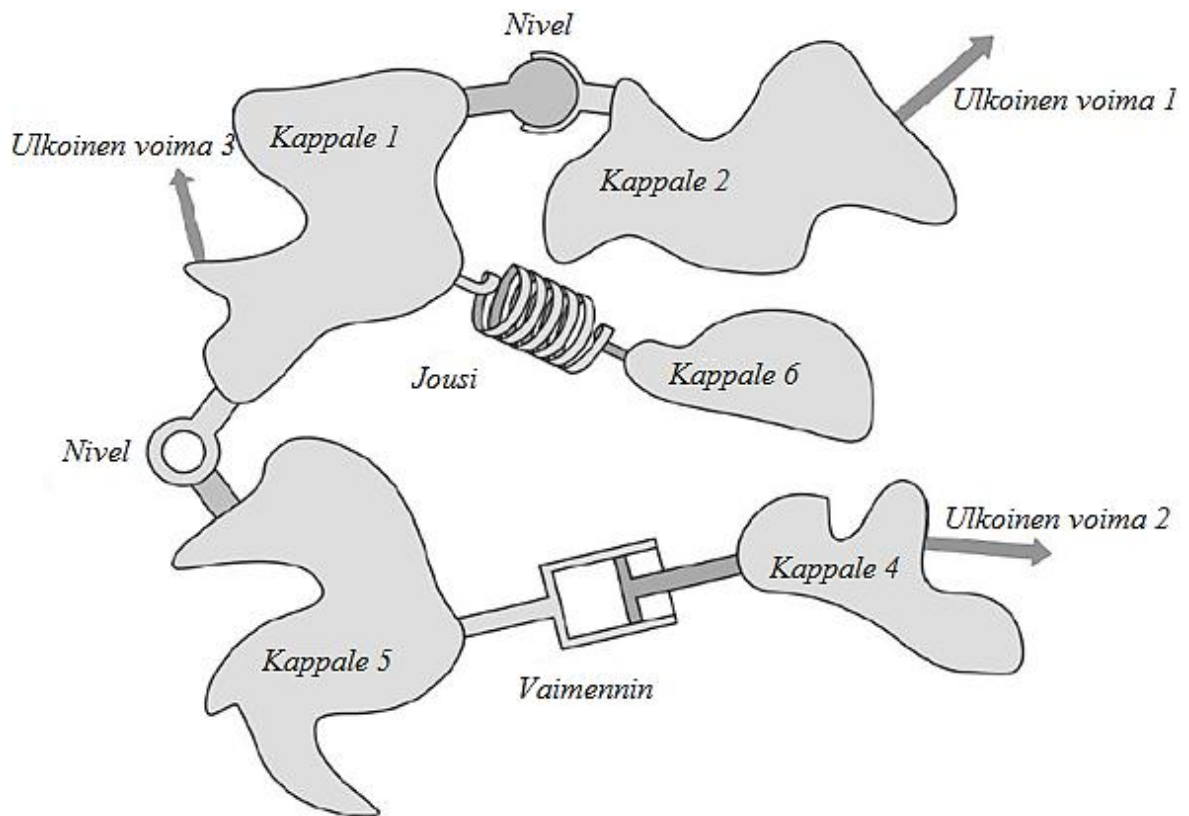
Lihaksissa joissa lihassytt ovat viistossa eivätkä kohtisuorassa jänteeseen nähden, lihasvoima on riippuvainen myös pennaatiokulman suuruudesta. Pennaatiokulmalla tarkoitetaan lihassyiden ja jänteen muodostamaa kulmaa, kuva 6.(Narici, 1999)



**Kuva 6.** Pennaatiokulma (Narici, 1999).  $Lf_1$  ja  $\theta_1$  kuvaavat lepotilassa olevan lihaksen lihassyiden pituutta ja pennaatiokulmaa.  $Lf_2$  ja  $\theta_2$  ovat supistuneen lihaksen lihassyiden pituus ja pennaatiokulma.  $x_2 - x_1$  kuvaa supistumisen aikana tapahtuvaa lihaksen lyhenemistä.

## 2.2 Monikappaledynamiikka

Monikappaledynamiikka on matemaattinen menetelmä, jolla tutkitaan järjestelmien dynamiikkaa. Monikappalejärjestelmä koostuu jäykistä tai joustavista osista, joista jokaiseen voi vaikuttaa suuria siirtymiä ja kiertymiä. Rakennelman osat ovat toisissaan kiinni nivelillä, jotka rajoittavat osien liikettä, kuva 7. Jäykän kappaleen liikettä avaruudessa voidaan kuvata kuudella yleistetyllä koordinaatilla, koska kappaleessa ei esiinny muodonmuutoksia ja tällöin kappaleen kahden pisteen välinen etäisyys pysyy vakiona. Joustavan kappaleen kuvaus on monimutkaisempaa kuin jäykän kappaleen, koska joustavan kappaleen kuvaksessa käytetään matemaattisissa mallissa useita elastisia koordinaatteja, jotta voitaisiin kuvata tarkasti kappaleen muodonmuutoksia ajan suhteen. (Shabana, 1998, s.1-3)



**Kuva 7.** Monikappalejärjestelmä (Pärtty, 2010).

Ambrosio ja Kecskemethy tutkivat artikkelissaan ”Multibody dynamics of biomechanical models for human motion via optimization” monikappaledynamiikan käyttöä biomekaniikassa ja esittävät monikappaledynamiikan ratkaisussa käytettyjä yhtälöitä. Ihmiskeho voidaan idealisoida monikappalejärjestelmäksi, jossa jäykät kappaleet muodostuvat kehon luista, järjestelmässä esiintyvät voimat muodostuvat lihaksista, jänteistä ja nivelsiteistä ja kehon nivelet ovat joko kinemaattisia niveliä tai voimia välittäviä niveliä. Kinemaattisista nivelistä koostuvan monikappalejärjestelmän rajoiteyhtälöitä voidaan merkitä

$$\mathbf{C}(\mathbf{q}, t) = 0, \quad (1)$$

missä  $\mathbf{q}$  on yleistetty koordinaattivektori ja  $t$  aika. Anatomiset nivelet mallinnetaan ajasta riippumattomiksi ja ajasta riippuvaisiksi mallinnetaan nivelien liike ja lihakset. Differentioimalla yhtälö 1 kahdesti ajan suhteen saadaan

$$\mathbf{C}_q \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{Q}_c, \quad (2)$$

jossa  $\mathbf{C}_q$  on Jacobin matriisi,  $\ddot{\mathbf{q}}$  yleistettyjen koordinaattien kaksoisdifferentiaali ajan suhteen ja  $\mathbf{Q}_c$  rajoitevoimavektori. Käyttämällä Lagrangen yhtälöä, rajoitevoimavektori voidaan lausua muodossa

$$\mathbf{Q}_c = -\mathbf{C}_q^T \boldsymbol{\lambda}, \quad (3)$$

jossa  $\boldsymbol{\lambda}$  on Lagrangen kertoimet. Rajoittamattoman monikappalejärjestelmän liikeyhtälö on

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{Q}_e + \mathbf{Q}_v, \quad (4)$$

missä  $\mathbf{M}$  on järjestelmän massamatriisi,  $\mathbf{Q}_e$  järjestelmään vaikuttavat voimat ja  $\mathbf{Q}_v$  neliöllinen nopeusvektori, joka huomioi kappaleen pyörimisestä johtuvan keskipakoisvoiman.

Huomioimalla yhtälössä 3 esitetyn Lagrangen kertoimilla ilmaistun rajoitevoimavektorin monikappalejärjestelmän liikeyhtälössä, voidaan yhtälö 4 kirjoittaa muotoon

$$M\ddot{q} = Q_e + Q_v - C_q^T \lambda \quad (5)$$

Yhdistämällä yhtälöt 2 ja 5 saadaan

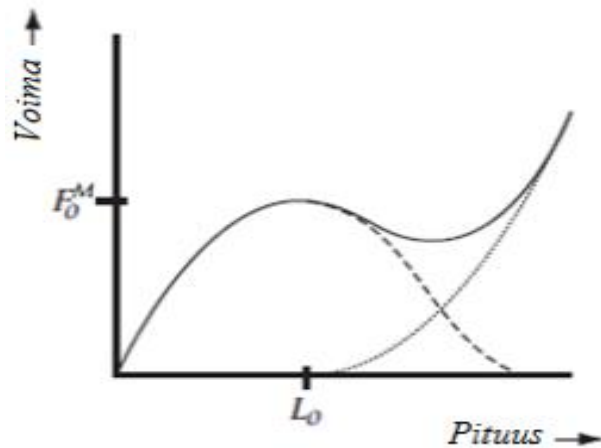
$$\begin{bmatrix} M & C_q^T \\ C_q & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_e + Q_v \\ Q_c \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Yhtälöstä 6 voidaan ratkaista yleistettyjen koordinaattien kiihtyvyydet ja Lagrangen kertoimet. Integroimalla kiihtyvyyksvektoria saadaan ratkaistua kappaleiden nopeudet jokaisella aika-askeleella ja integroimalla kiihtyvyyksvektoria kahdesti voidaan selvittää kappaleiden asemat jokaisella aika-askeleella. (Ambrosio & Kecskemethy, 2007)

### 2.3 Lihasten mallinnus

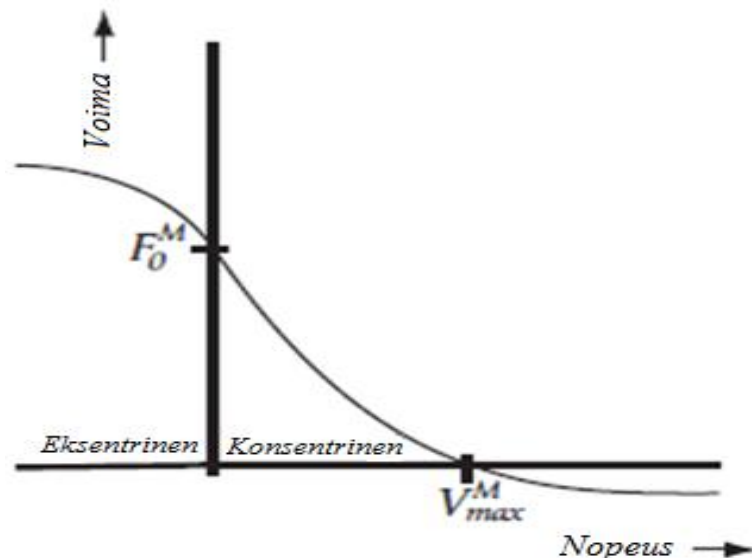
Lee, Glueck, Khan, Fiume ja Jackson tutkivat artikkelissa ”A survey of modeling and simulation of skeletal muscle” lihaksen koostumusta ja mallinnusmenetelmiä. Artikkelissa esitetään Zajacin lihasmalli, joka perustuu Hillin ja Gasslerin luomaan malliin, johon Zajac on lisännyt pennaatiokulman mallinnuksen (Zajac, 1989). Pennaatiokulman lisäyksellä lihasmalli on mahdollista skaalata vastaamaan kaikkia kehon lihaksia. (Lee et al, 2010)

Lihaksen mallinnuksessa mallinnetaan erikseen lihaksen ja janteen tuottamat voimat. Lihaksen venyessä tai lyhentyessä lihaksen tuottama voima on riippuvainen lihaksen pituudesta. Lihaksen ollessa lepotilassa sen tuottama voima riippuu vain passiivisesta voimasta, joka vastustaa venytystä ja pyrkii pitämään lihaksen lepopituudessaan. Aktivoituessaan lihas supistuu ja tuottaa aktiivista voimaa, jolla pyritään toteuttamaan haluttu liike. Lihaksen kokonaisvoima on aktiivisen ja passiivisen voiman summa, kuva 8. (Lee et al, 2010)



**Kuva 8.** Lihaksen tuottaman voiman riippuvuus lihaksen pituudesta. Muokattu lähteestä (Lee et al, 2010, s 3). Kuvassa passiivinen lihasvoima on merkitty pisteviivalla, aktiivinen katkoviivalla ja voimien summa on merkitty kiinteällä viivalla.  $F_0^M$  on suurin lihaksen isometrinen voima ja  $L_0$  lihassyiden lepopituus.

Lihaksen tuottama voima riippuu myös lihaksen lyhenemisnopeudesta. Kun lihas on jännittyneenä ja siihen vaikuttava kuormitus on yhtä suuri kuin lihaksen isometrinen voima, lihaksen pituus pysyy vakiona. Poistamalla lihakseen vaikuttava kuormitus, lihas lyhenee maksiminopeudellaan, jolloin lihaksen tuottama voima on alhainen. Mitä suurempi kuormitus lihakseen vaikuttaa sitä hitaammin lihas lyhenee, kuva 9. (Lee et al, 2010)



**Kuva 9.** Lihaksen tuottaman voiman riippuvuus pituuden muutosnopeudesta. Muokattu lähteestä (Lee et al, 2010, s 3). Lihaksen suurinta lyhenemisnopeutta merkitään  $v_{max}^M$ . Eksentrinen tarkoittaa lihaksen kasvunopeutta supistuksen aikana ja konsentrinen lihaksen lyhenemisnopeutta lihaksen supistuessa.

Kuvassa 10 on esitetty Zajacin luoma lihasmalli, joka perustuu Hillin ja Gasslerin aiemmin luomaan malliin. Lihaksen tuottamaa normalisoitua voimaa merkitään  $\tilde{F}_M$ :llä, joka muodostuu lihaksen supistuessa muodostamasta voimasta  $\tilde{F}^{CE}$  ja passiivisen voiman  $\tilde{F}^{PE}$  summasta.

$$\tilde{F}_M = (\tilde{F}^{CE} + \tilde{F}^{PE})\cos(\alpha), \quad (7)$$

jossa  $\alpha$  on lihaksen ja jänteen välinen pennaatiokulma. Lihaksen tuottama passiivinen voima ja normalisoitu aktiivivoima arvioidaan voima-pituus ja voima-nopeus ominaiskäyristä, kuvat 8 ja 9. Lihaksen supistuessa tuottama voima muodostuu normalisoidun aktiivivoiman, aktivointisignaalin ja voima-nopeus ominaiskäyrästä arvioidun voiman suhteesta

$$\tilde{F}^{CE} = a(t)F_v(\tilde{v}^M)\tilde{F}_{aktiivi}^{CE}(\tilde{l}^M), \quad (8)$$

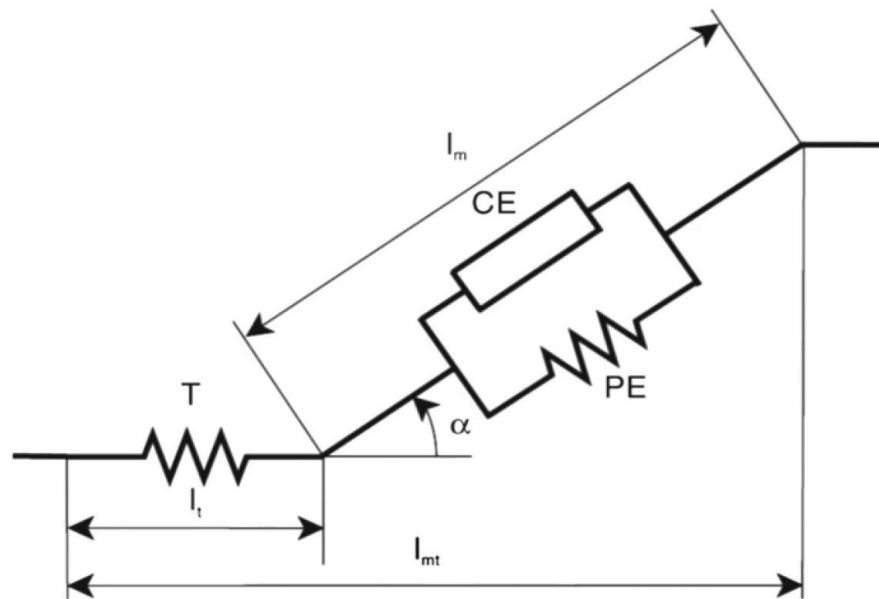
jossa  $a(t)$  on aktivointi signaali,  $F_v(\tilde{v}^M)$  voiman arvo voima-nopeus ominaiskäyrästä ja  $\tilde{F}_{aktiivi}^{CE}(\tilde{l}^M)$  lihaksen normalisoitu aktiivivoima voima-venymä ominaiskäyrästä. Lihaksen normalisoitu pituus muodostuu normalisoidun jänteen  $\tilde{l}^T$  ja lihaskudoksen  $\tilde{l}^M$  pituuksista

$$\tilde{l}^{MT} = \tilde{l}^T + \tilde{l}^M\cos(\alpha). \quad (9)$$

Lihaksen tuottama voima  $F^M$ , lyhenemisnopeus  $v^M$ , jänteen pituus  $l^T$  ja lihaskudoksen pituus  $l^M$  normalisoidaan yhtälöillä

$$\begin{aligned} \tilde{l}^T &= l^M/l_0^M, \\ \tilde{l}^T &= l^T/l_s^T, \\ \tilde{F}^M &= F^M/F_0^M, \\ \tilde{v}^M &= v^M/v_{max}^M, \end{aligned} \quad (10)$$

missä  $l_0^M$  on lihaskudoksen optimaalinen pituus, jossa suurin isometrinen voima muodostuu.  $v_{max}^M$  on lihaksen suurin lyhenemisnopeus ja  $l_s^T$  jänteen lepopituus (Lee et al, 2010, s 3).



**Kuva 10.** Zajacin lihasmalli, joka perustuu Hillin ja Gasslerin lihasmalliin (De Groote et al, 2010). Kuvassa esiintyvien merkkien selitykset:  $l_t$  on janteen pituus,  $l_m$  lihaksen pituus,  $l_{mt}$  janteen ja lihaksen yhteispituus,  $\alpha$  pennaatiokulma,  $CE$  supistuva lihaksen osa,  $PE$  lihaksen passiiviosa ja  $T$  jänne. Jänne ja lihaksen passiivi osa on mallinnettu jousina.

## 2.4 Liikemallinnus

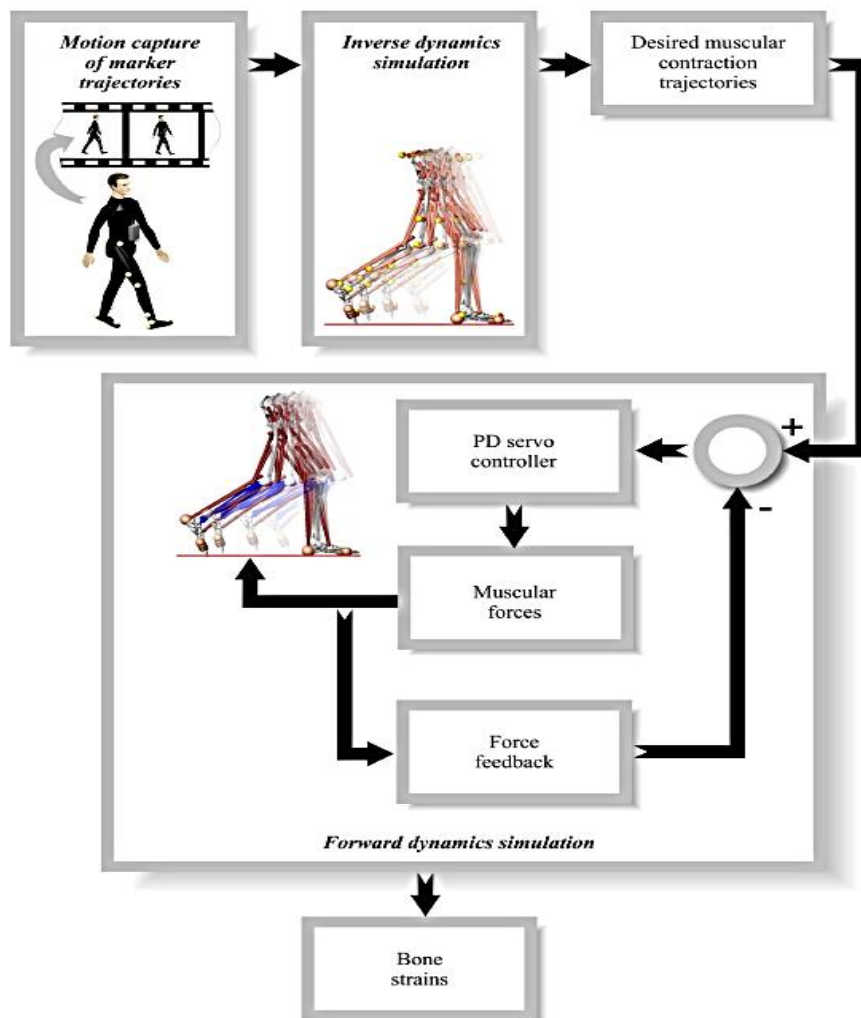
Simulaatiomallin liikuttamisessa käytettävä liikerata saadaan tallennettua ihmismallin suorittamista liikkeistä. Liikeradan tallentamiseksi malliin kiinnitetään liiketunnistimia, joiden paikka tunnistetaan liiketunnistinkameroilla liikkeen aikana. Simulaatiomallin kappaleisiin luodaan pisteet samoihin kohtiin, kuin ihmismallissa ja näiden paikkaa ohjataan tallennetulla liikeradalla. (Al Nazer, 2008, s 53–58)

Käänteisessä dynamiikka simulaatiossa käytetään tallennettua liikerataa lihaksen voimien laskentaan. Simulaatiomallin liikkeessä liikeradan mukaisesti, lihakset supistuvat ja venyvät liikkeen mukaisesti, mutta eivät osallistu simulaatiomallin liikuttamiseen. Supistumisratojen ja nivelissä vaikuttavien momenttien perusteella pystytään ratkaisemaan lihaksissa vaikuttavat voimat. (Al Nazer, 2008, s 53–58)

Dynamiikka simulaatiossa lasketaan simulaatiomallin kappaleille kiihtyvyydet, nopeudet ja asemat, käyttämällä käänteisdynamiikalla selvitettyjä lihasvoimia tai nivelmomenteja simulaatiomallin liikuttamiseen. Kuvassa 10 on esitetty Al Nazerin väitöskirjassa ”Flexible



multibody simulation approach in the dynamic analysis of bone strains during physical activity” käyttämän liikemallinnuksen eri vaiheet. Liikemallinnuksessa olevalla PD-servo säätäjällä minimoidaan käänteisen dynamiikan ja dynamiikan simulointien välistä virhettä lihaksen supistumisradoista. PD-servo säätäjällä varmistetaan että dynamiikan simuloinnin tuloksena saadaan liikerata, joka vastaa ihmismallista tallennettua liikerataa. (Al Nazer, 2008, s 53–58)



**Kuva 11.** Liikemallinnuksen vaiheet (Al Nazer, 2008, s 58). Kuvassa esiintyvien termien suomennokset: Liiketunnistimista tallennetut liikeradat (Motion capture of marker trajectories), käänteisen dynamiikan simulointi (Inverse dynamic simulation), lihassupistuksen liikeradat (desired muscular contraction trajectories), PD servo säätäjä (PD servo controller), lihasvoimat (Muscular forces), voima takaisinkytkentä (Force feedback), luun venymät (Bone strains).

## 2.5 Optimointimenetelmät lihasvoimien määrittämisessä.

Rasmussen, Damsgaard ja Voigt tutkivat artikkelissaan ”Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study” lihasvoimien määrittämisessä käytettyjä optimointimenetelmiä. Simuloitaessa liikuntaelimestä muodostuvaa rakennetta käänteisellä dynamiikalla, tiedetään ulkoiset voimat ja rajoittavat tekijät. Rajoittavia tekijöitä ovat lihaksien maksimaalinen lyhenemisnopeus, lihaksien maksimaalinen jännitys, lihassyiden ja jänteiden lepopituudet. Ulkoisista voimista ja rajoittavista tekijöistä voidaan täten optimointimenetelmiä käyttämällä ratkaista sisäiset voimat eli lihaksien voimat ja niveliin vaikuttavat voimat. Ihmiskeho muodostaa kuitenkin staattisesti määräämättömän rakenteen, koska halutun liikkeen toteuttamiseen on enemmän lihaksia kuin tarvetta. Staattisesti määräämättömyydellä tarkoitetaan tilaa, jossa tasapainoyhtälöiden lukumäärä ei ole riittävä, jotta voitaisiin yksilöllisesti määrittää lihaksien voimat jokaisessa kehon asennossa. Yksittäisten lihasvoimien määrittämisessä voidaan käyttää muun muassa polynomi- tai MinMax-menetelmiä. (Rasmussen et al, 2001)

MinMax-menetelmässä liikkeen vaatima kuormitus jakaantuu lihaksien kesken yhtälön 11 mukaisesti

$$G(\mathbf{f}^M) = \max(F_i^M/N_i), i = 1, \dots, n, \quad (11)$$

jossa  $G(\mathbf{f}^M)$  on kuormituksen arvo,  $F_i^M$  lihasvoima,  $N_i$  normalisointitekijä ja  $n$  lihaksien lukumäärä. Normalisointitekijä voi olla lihaksen maksimaalinen lihasvoima tai lihaksen fysiologinen poikkileikkauspinta-ala. MinMax-menetelmässä liikkeen vaativa kokonaisvoima jaetaan lihaksien kesken maksimaalisen lihasvoiman suhteen niin, että kunkin lihaksen yksittäinen voima on mahdollisimman pieni. Yksittäinen lihas ei näin tuota suurinta maksimaalista lihasvoimaa vaikka kuormitus kasvaisi. Kuormituksen kasvaessa kaikki lihakset tuottavat maksimaalisen lihasvoiman samanaikaisesti, kun liikkeen vaatima kuormitus vaatii enemmän voimaa mitä lihaksista on mahdollista saada. (Rasmussen et al, 2001)

Polynomimenetelmässä liikkeen vaativa kokonaisvoima jaetaan lihaksien suhteen yhtälön 12 mukaisesti

$$G(\mathbf{f}^M) = \sum_{i=1}^n (F_i^M / N_i)^p, \quad (12)$$

jossa  $p$  on polynomifunktion asteluku. Polynomimenetelmässä liikkeen vaativa kokonaisvoima jakautuu lihaksien kesken niin, että vahvin lihas tuottaa muita lihaksia suuremman voiman ja muut lihakset tukevat vahvimman lihaksen aiheuttamaa liikettä. Polynomimenetelmässä on huomioitava tilanne, jossa vahvimman lihaksen tuottama voima ylittäisi lihaksen suurimman tuottaman voiman, kun liikkeen vaatimaa kuormitusta kasvatetaan. Kyseisessä tapauksessa vahvin lihas tuottaa suurimman sallitun voiman ja lihasryhmän muut lihakset tuottavat aikaisempaa enemmän voimaa, jotta haluttu liike toteutuisi. Polynomifunktion asteluvun lähestyessä ääretöntä polynomimenetelmän tulokset vastaavat MinMax-menetelmän tuloksia. (Rasmussen et al, 2001)

### 3 SIMULOINTIMALLI

Simulointimallit tehtiin kaupallisen Anybody-ohjelman kokeiluversiolla ja avoimeen lähdekoodiin perustuvalla Opensim-ohjelmalla. Ohjelmilla simuloidaan käsivarren koukistusta ja ojennusta tietyllä liikeradalla. Simulointimallin kyynärnivel mallinnetaan puolisyylinteri ja pallo kontaktipinnoilla, joilla estetään nivelen liike simuloinnin aikana x- ja y-koordinaatteja pitkin.

#### 3.1 Opensim

Opensim on vapaasti saatavilla oleva ohjelmapaketti, jolla voidaan luoda ja analysoida liikuntaelinten liikettä. Opensim-ohjelman liitäntä (plug-in) periaate mahdollistaa muun muassa muokattujen hallintalaitteiden, analyysien, kontakti- ja lihasmallien luonnin ja näiden jakamisen muille käyttäjille ilman lähdekoodin muokkausta. Ohjelmointikielenä on ANSI C++ ja graafinen käyttöliittymä on toteutettu Javalla. Opensim käyttää Kitwaren visualisointityökaluja visualisointiin ja Netbeansin alustaa graafisen käyttöliittymän luontiin. Simulointimallit tehdään tekstiin perustuvista OSIM-tiedostoista, joiden luontiin ja muokkaukseen voidaan käyttää Notepad++ tai XMLMarker-ohjelmia. Monikappaledynamiikan ratkaisuun Opensim käyttää Simbiosin kehittämää Simbodya. (Opensim 3.0)

Opensim käyttää useita simulointimenetelmiä, joilla voidaan ratkaista simulointimallista tärkeitä tietoja. Käänteiskinematikalla voidaan ratkaista tallennetusta liikeradasta kappaleille niiden asemat, nopeudet ja kiihtyvyydet jokaisella ajanhetkellä. Käänteinen dynamiikka ratkaisee kiihtyvyyksistä malliin vaikuttavat yleistetyt voimat. Staattisella optimoinnilla ratkaistaan eri lihaksissa vaikuttavat voimat. Opensim-ohjelmassa optimointimenetelmänä on käytetty polynomimenetelmää, jonka polynomifunktion arvo on käyttäjän määriteltävissä. Dynaamisella simulaatiolla ratkaistaan kappaleiden liikeradat, kun lihakset liikuttavat mallia. Opensim mahdollistaa myös potilaskohtaisten simulointien teon sallimalla valmiin mallin skaalauksen vastaamaan potilaan mittoja ja laskemalla eri lihaksille niiden aktivointisignaalit, jotta malli vastaisi ihmismallille tehtyjä mittauksia. (Ajay et al, 2011)

### 3.1.1 Opensim simulointimalli

Kuvassa 12 on esitetty Opensim-ohjelmalla luotu simulointimalli, jonka pohjana on käytetty Opensim-ohjelman opetusmateriaaleissa olevaa, kahden vapausasteen arm26 mallia. Arm26 mallia muokattiin asettamalla olkanivel kiinteästi nivelöidyksi lapaluuhun ja poistamalla simulaation kannalta turhia rakenteita kuten selkäranka, rintakehä ja kallo. Simulaatiomallin massa, mittasuhteet, lihaksien lukumäärä ja lihaksien liikeradat vastaavat arm26 mallia.

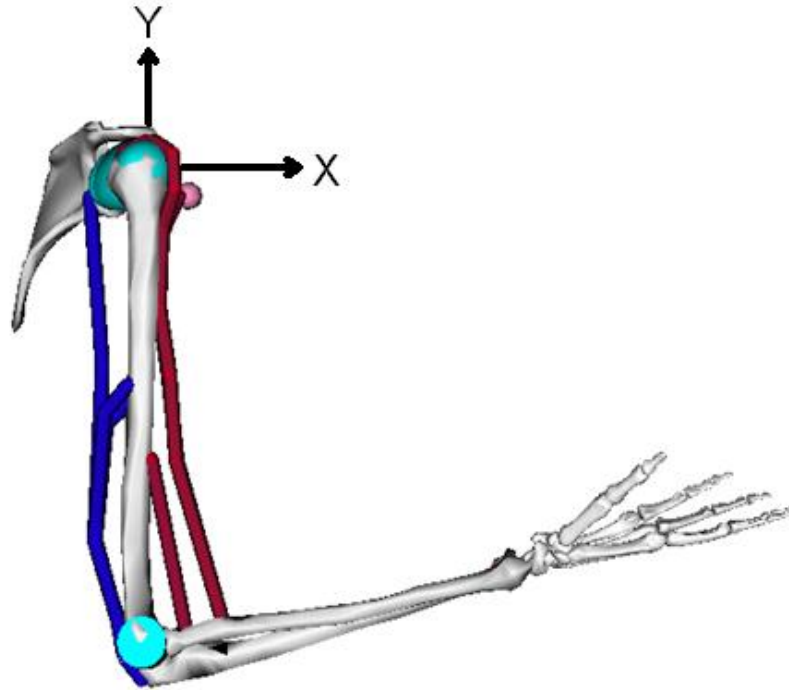
Simulointimalli koostuu kahdesta kappaleesta, kiinteästi nivelöidystä kappaleesta yksi, johon kuuluu lapa- ja olkaluu. Kappale kaksi koostuu varttinä-, kyynär-, ranne-, kämmen- ja sormiluista. Ranne-, kämmen- ja sormiluilla ei ole simuloinnin kannalta merkitystä, koska ne ovat massattomia, mutta ne on lisätty malliin yläraajan hahmottamisen takia. Kappale kaksi on kiinnitetty kappaleeseen yksi sarananivelellä, jolla on estetty rotaatiot x- ja y-akselien ympäri ja liike kaikkien akselien suuntaisesti. Nivel sallii rotaation z-akselin ympäri. Yleistettyjä koordinaatteja rakenteella on 12 kappaletta ja reunaehtoja 11 kappaletta, jolloin rakenteella on yksi vapausaste.

$$DOF = n_y - n_c = (6 \cdot 2) - (6 + 5) = 1, \quad (13)$$

missä  $n_y$  on yleistettyjen koordinaattien lukumäärä ja  $n_c$  reunaehtojen lukumäärä. Kontaktipintoja käytettäessä kyynärnivelen mallinnuksessa käytetään niveltä, jolla estetään rotaatiot x- ja y-akselien suhteen ja liike z-akselia pitkin. Nivelellä sallitaan rotaatio z-akselin suhteen ja liikkeet x- ja y-suuntaisesti, mutta nämä liikkeet estetään kontaktipinnoilla, jolloin kontaktipinnoilla mallinnettu nivel vastaa sarananiveitä.

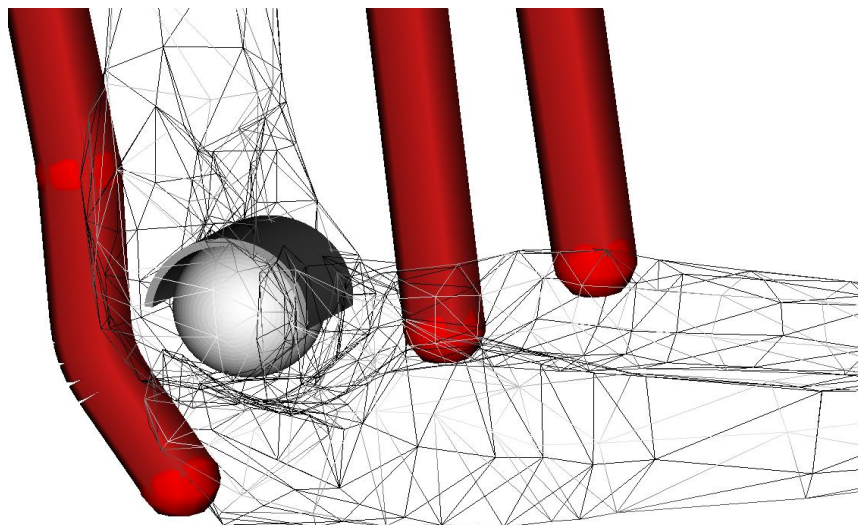
Lihaksista mallissa on käytetty brachialis-, hauis- ja ojentajalihasia, joista hauislihas on jaettu kahteen lihakseen ja ojentajalihas kolmeksi lihakseksi. Lihaksien simulointimallina on käytetty Opensim-ohjelmassa Thelen2003-lihasmallia. Lihaksien yksittäisten voimien määrittämisessä on optimointimenetelmässä käytetty polynomifunktion arvoa 2, jolloin vahvin lihas tuottaa suurimman voiman käsivarren liikuttamiseksi. Lihaksien ollessa aktiivisia niitä merkitään punaisella ja lihaksien ollessa levossa niitä merkitään sinisinä. Nivelien läheisyydessä esiintyvillä vaaleansinisillä kappaleilla mahdollistetaan lihaksen

liikeratojen taipuminen luiden ympäri, jolloin simuloidut lihaksien liikeradat noudattavat ihmismallin lihaksien liikeratoja, eivätkä kulje simulointimallin luiden lävitse.



**Kuva 12.** Yläraajan simulointimalli Opensim-ohjelmalla.

Kuvassa 13 on esitetty kyynärnivelen mallinnuksessa käytetyt kontaktipinnat. Puolikkaan sylinterin sisähalkaisija on 10mm ja pallon halkaisija 9.99mm. Lihakset vetävät simuloinnin aikana kyynärvartta olkaluuta vasten, jolloin kontaktivoimat estävät pallon liikkeen puolisyylinterin lävitse.



**Kuva 13.** Kyynärnivelen mallinnettu kontaktipinnoilla.

### 3.2 Anybody

Anybody on kaupallinen ohjelma, jolla voidaan analysoida liike-elinten muodostamaa rakennetta. Anybody-ohjelmalla on mahdollista luoda omia malleja tai käyttää valmiiksi luotuja malleja, joita voidaan skaalata vastaamaan tutkittavaa tapausta. Ohjelma koostuu kahdesta sovelluksesta, graafisesta käyttöliittymästä ja konsolisovelluksesta, joka käyttää tekstimuotoisia tiedostoja mallien luontiin. Graafisella käyttöliittymällä luodaan visualisointi mallista ja esitetään analysointien tulokset. (Damsgaard et al, 2006)

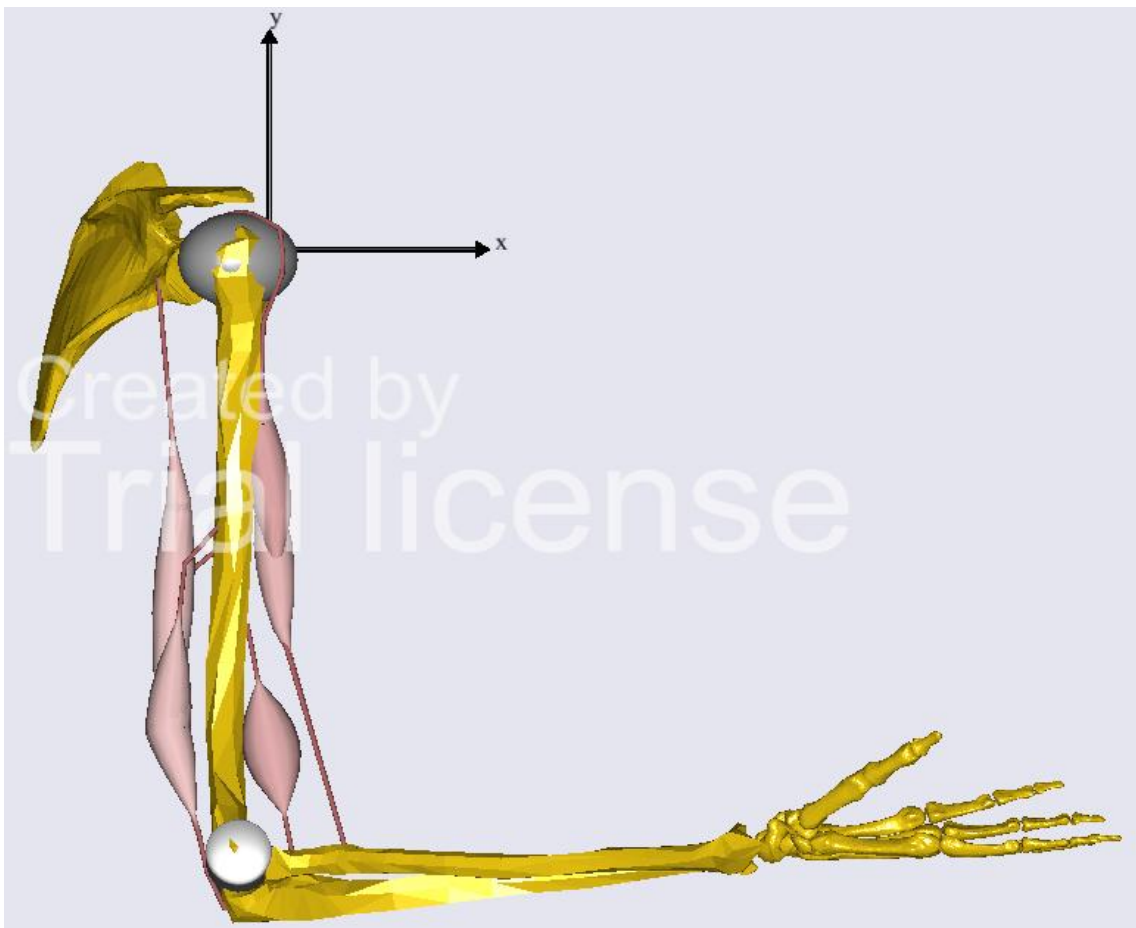
Mallien luonnissa käytetään tekstimuotoista AnyScript-ohjelmointikieltä, joka vastaa muodoltaan C++, Java ja JavaScript-kieliä (Rasmussen, 2007). Anyscript-ohjelmointikielessä ei ole mahdollista luoda omia luokkia vaan käyttäjä voi viitata aikaisemmin luotuihin luokkiin. Tällaisia luokkia on muun muassa mallin hallinta, kappaleiden kuvaus, nivel- ja lihastyypit. AnyScript-ohjelmoinnissa malli jaetaan mallinnus- ja tutkimusosaan. Mallinnusosassa luodaan malli, ympäristö, näissä vaikuttavat voimat ja rajoitteet. Tutkimusosassa määritetään mallin liikkeen analysoinnissa käytettävät menetelmät. (Damsgaard et al, 2006)

Monimutkaisen mallin luomisessa malli jaetaan useisiin tiedostoihin, joihin viitataan pääohjelman kautta. Tiedostot sisältävät tiettyjä osia mallista, jolloin usean käyttäjän on mahdollista luoda mallia samanaikaisesti ja kasata lopuksi yhdeksi malliksi pääohjelman kautta. Tiedostojen käyttö mahdollistaa myös valmiin mallin liittämisen haluttuun kokoonpanoon, esimerkiksi sama ihmiskehon malli on mahdollista liittää eri kuntoiluvälineisiin määrittämällä urheiluvälineisiin kontaktikohdat mallin kanssa, kuva 1.(Damsgaard et al, 2006)

Simulointimenetelmistä Anybody mahdollistaa käänteisen kinematiikan ja käänteisen dynamiikan simuloinnit, joilla voidaan ratkaista lihaksissa esiintyvät voimat halutussa liikkeessä. Anybody-ohjelmalla ei ole mahdollista tehdä dynaamista simulointia, jossa simulointimallia ohjattaisiin laskettujen lihasvoimien avulla. (Damsgaard et al, 2006)

### 3.2.1 Anybody simulointimalli

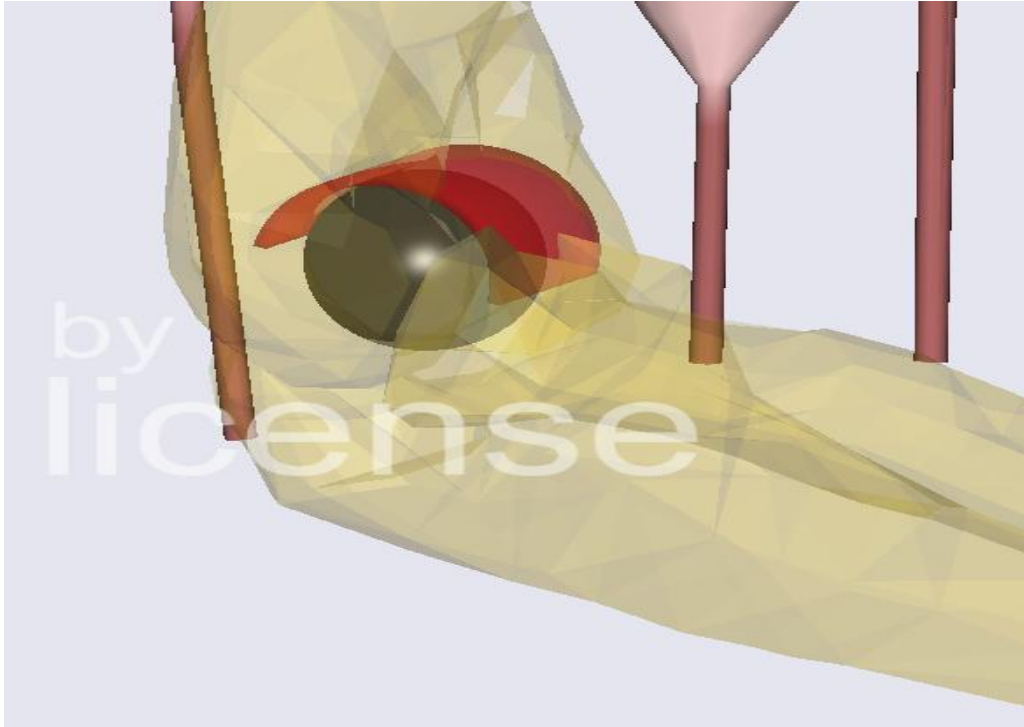
Kuvassa 14 on Anybody-ohjelmalla luotu yhden vapausasteen simulointimalli, kaava 13. Mallissa luuston geometriat, niveltyytit, kontaktipinnat, massa ja massakeskipiste ovat samat kuin Opensim-mallissa. Lihaskvoimien selvittämisessä käytettiin polynomimenetelmää ja polynomifunktion arvona 2, jolloin vahvin lihas tuottaa eniten voimaa. Lihaksien liikeradat asetettiin samoiksi kuin Opensim-ohjelmassa, jolloin lihaksien pituuksissa ei esiinny eroja. Olka- ja kyynärnivelessä olevilla harmailla kappaleilla varmistetaan lihaksien kulkeminen ihmismallin lihaksien mukaisesti. Opensim-ohjelman mallissa käytettiin useampaa kappaletta olkanivelessä määrittämään lihaksien liikeradat, kun Anybody-ohjelmassa käytettiin vain yhtä kappaletta. Tämän takia hauislihaksien pituudessa esiintyy minimaalisia eroja.



**Kuva 14.** Käsivarren simulointimalli Anybody-ohjelmalla.



Kuvassa 15 on esitetty kontaktipinnoilla mallinnettu kyynärnivel. Kontaktipintoina on käytetty samoja geometrioita kuin Opensim-ohjelman mallissa. Puolisylinterin halkaisija on 10mm ja pallon halkaisija 9.99mm. Lihakset vetävät simuloinnin aikana kyynärvartta olkaluuta vasten, jolloin kontaktivoimat estävät pallon liikkeen puolisyylinterin lävitse.



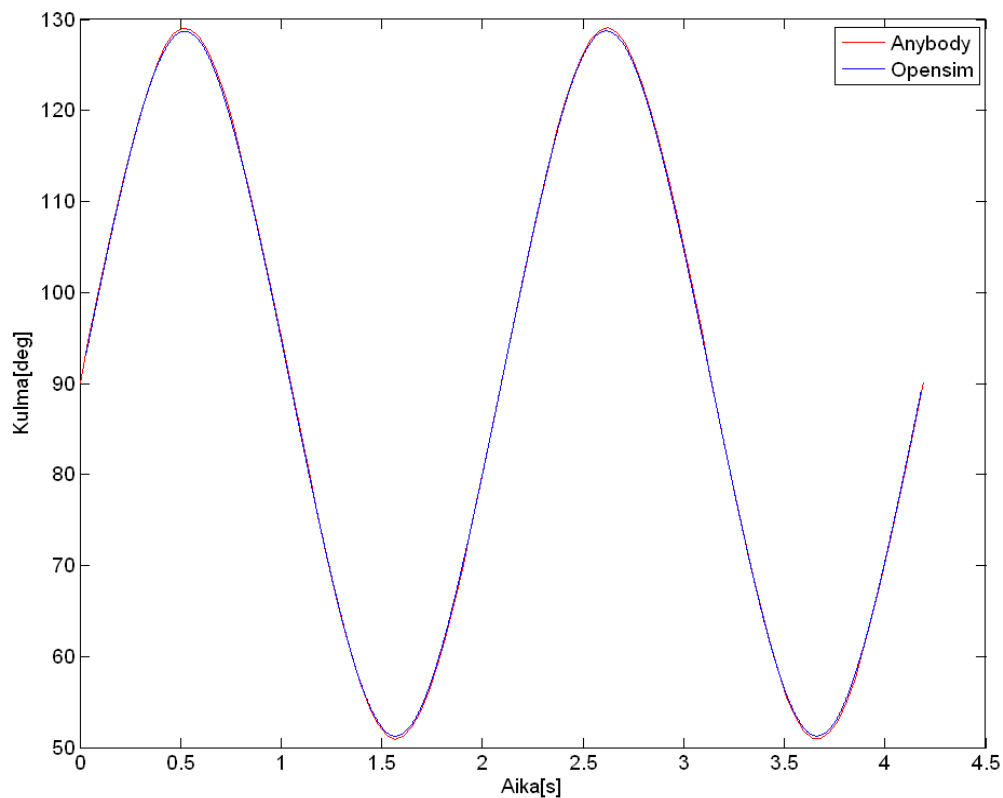
**Kuva 15.** Nivelen mallinnus kontaktipinnoilla Anybody-ohjelmalla.

## 4 TULOSTEN TARKASTELU

Ohjelmien vertailu on toteutettu vertailemalla simulointituloksia ja mallien luomisessa käytettyjä menetelmiä. Simulointituloksissa tutkittiin hauiskäännön aikana lihaksissa vaikuttavia voimia, kun nivel on mallinnettu sarananivelenä ja kontaktivoimia, kun niveltä mallinnetaan kontaktipinnoilla.

### 4.1 Simulointitulokset

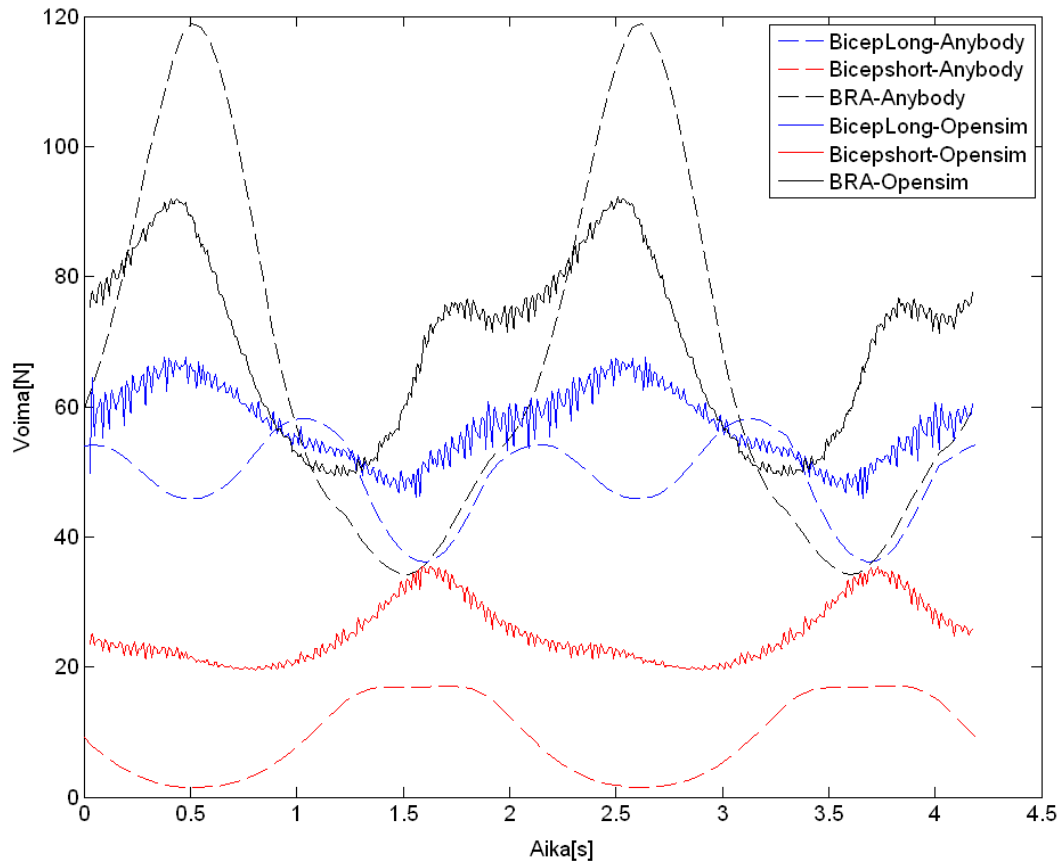
Simulointimalleille luotiin liikeradat Matlab-ohjelmalla. Opensim-ohjelmassa liikerata luotiin liikuttamalla käsivarren ranteeseen kiinnitettyä pistettä. Anybody-ohjelmassa liikerata luotiin muuttamalla kyynärnivelen kulmaa, kuva 16. Alkutilanteessa käsivarsi on 90 asteen kulmassa, josta käsivarsi koukistuu kunnes kulman arvo on 130 astetta, tämän jälkeen käsivarsi alkaa ojentua. Liikeradan perusteella laskettiin lihaksissa vaikuttavat voimat käänteisellä dynamiikalla. Kontaktipintojen aiheuttamien voimien määrittämisessä käytettiin käänteistä dynamiikkaa Anybody-ohjelmassa ja dynaamista simulaatiota Opensim-ohjelmassa, jolloin liikkeen perusteella lasketut lihasvoimat liikuttivat käsivartta.



**Kuva 16.** Kyynärnivelen kulman muutos ajan suhteen. Kulman ollessa 0 astetta käsivarsi on kohtisuorassa alaspäin ja 180 asteen kulmassa käsivarsi on kohtisuorassa ylöspäin.

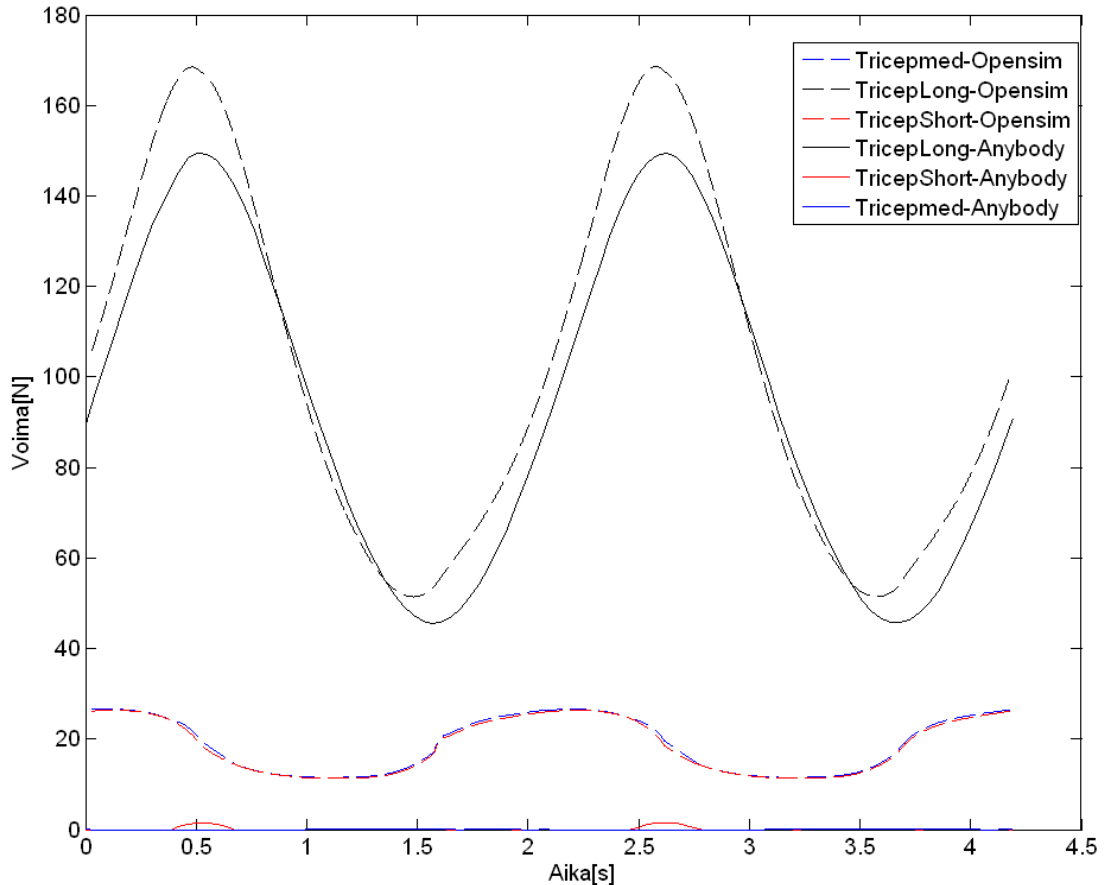
#### 4.1.1 Lihusvoimat

Kuvassa 17 on esitetty kahteen osaan jaetussa hauislihaksessa ja brachialis-lihaksessa vaikuttavat voimat liikkeen aikana molemmista ohjelmista.



**Kuva 17.** Kokonaislihasvoimat kahteen lihukseen jaetusta hauislihaksesta ja brachialis-lihaksesta. Katkoviivoilla on merkitty tuloksia Anybody-ohjelmasta ja jatkuvalla viivalla Opensim-ohjelmasta. Mustalla viivalla kuvataan brachialis-lihasta, sinisellä hauislihaksen pitkää osaa ja punaisella hauislihaksen lyhyempää osaa.

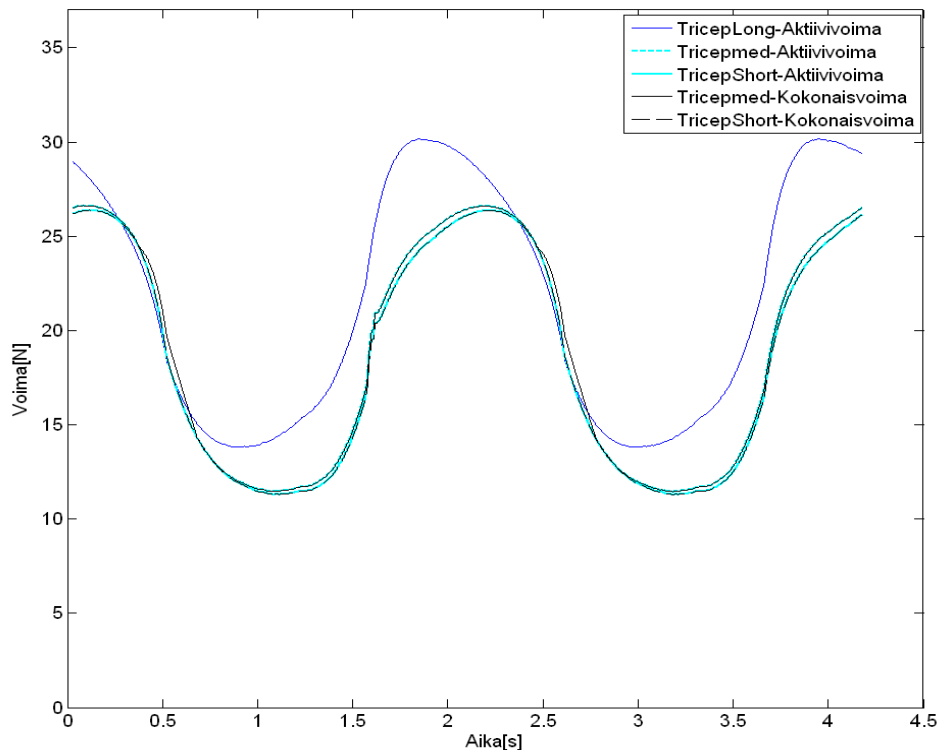
Kuvassa 17 on havaittavissa suuria eroja lihasvoimien huippuarvoissa, erityisesti brachialis-lihaksessa, joka voimakkaimpana lihaksena tuottaa eniten voimaa liikkeen aikaansaamiseksi. Kuvassa 18 on kolmeen osaan jaetun ojentajalihaksen kokonaislihasvoimat. Kuten kuvan 17 tapauksessa on ojentajalihaksien kokonaisvoimissa havaittavissa eroja. Pitkien ojentajalihaksien kokonaislihasvoimien arvoissa esiintyvät erot on havaittavissa huippuarvojen kohdilla, kun lyhyiden ja keskipitkien kokonaislihasvoimien arvoissa esiintyy samansuuruinen ero koko liikkeen ajan.



**Kuva 18.** Kolmeen osaan jaetun ojentajalihaksen kokonaisvoimat. Yhtenevällä viivalla on merkitty tuloksia Anybody-ohjelmassa ja katkoviivalla Opensim-ohjelmasta. Mustalla viivalla kuvataan pitkää ojentajalihasta, sinisellä ojentajalihaksen keskipitkää osaa ja punaisella ojentajalihaksen lyhyttä osaa.

Kuvaajasta nähdään että keskipitkän ja lyhyen ojentajalihaksien voimissa esiintyy eroja ohjelmien välillä. Opensim-ohjelmasta saatujen tuloksien mukaan, keskipitkässä ja lyhyessä ojentajalihaksessa vaikuttaa väliltä 10 ja 30 Newtonin suuruinen voima, kun Anybody-ohjelman mukaan simulaation aikana ei esiinny ollenkaan voimaa lyhyessä ja keskipitkässä ojentajalihaksessa.

Kuvassa 19 on Opensim-ohjelmalla lasketut ojentajalihaksien aktiivi- ja kokonaisvoimat. Kuvaajasta on havaittavissa, että keskipitkän ja lyhyen ojentajalihaksien kokonaisvoima koostuu kokonaan aktiivivoimasta. Pitkän ojentajalihaksen arvo poikkeaa keskipitkän ja lyhyen ojentajalihaksien aktiivivoiman arvoista, koska ojentajalihaksessa esiintyvällä aktiivisella lihasvoimalla ojennetaan käsivartta tietyllä hauiskäännön hetkellä.

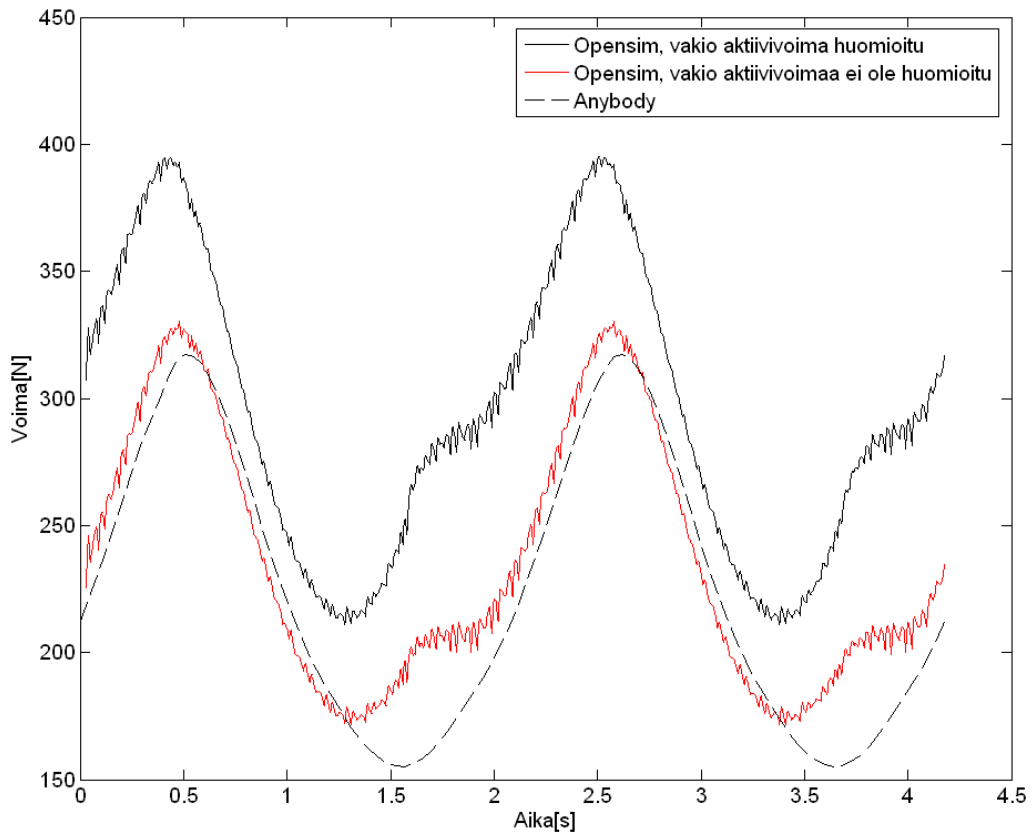


**Kuva 19.** Opensim-simulointimallin ojentajalihaksien aktiivi- ja kokonaislihasvoimat. Tumman sinisellä merkitään pitkän ojentajalihaksen aktiivista voimaa, vaalean sinisellä keskipitkän ja lyhyen ojentajalihaksien aktiivivoimia ja mustalla keskipitkän ja lyhyen ojentajalihaksien kokonaisvoimia.

Ojentajalihaksissa esiintyvä aktiivivoima johtuu Opensim-ohjelmassa käytetystä lihasmallista, jolla pienin aktivointi signaalin arvo on 0,02. Vaikka lihasta ei käytettäisi käsivarren liikuttamiseen, siinä silti esiintyy aktiivista voimaa, jota ei esiinny Anybody-ohjelmalla tehdyssä simulaatiossa. Kokonaislihasvoimissa esiintyvät erot selittyvät kyseisellä aktiivivoimalla, koska käsivartta koukistettaessa, hauis- ja brachialis-lihakset tuottavat enemmän voimaa liikkeen toteuttamiseen. Anybody-mallissa käsivarren koukistusta vastustaa vain pitkän ojentajalihaksen passiivinen voima ja maan vetovoima, jolloin kokonaislihasvoimat ovat alhaisemmat kuin Opensim-mallissa, jossa liikettä vastustaa myös ojentajalihaksien aktiivivoima.

Kuvassa 20 on esitetty kaikkien lihaksien yhteenlasketut kokonaislihasvoimat, kullakin ajanhetkellä. Kuvaajasta on havaittavissa ojentajalihaksissa vaikuttavan aktiivivoiman merkitys voimien yhteenlasketussa arvossa. Kun ojentajalihaksien aktiivivoima on jätetty huomioimatta tuloksista, kokonaisvoimien summat miltei vastaavat toisiaan. On kuitenkin

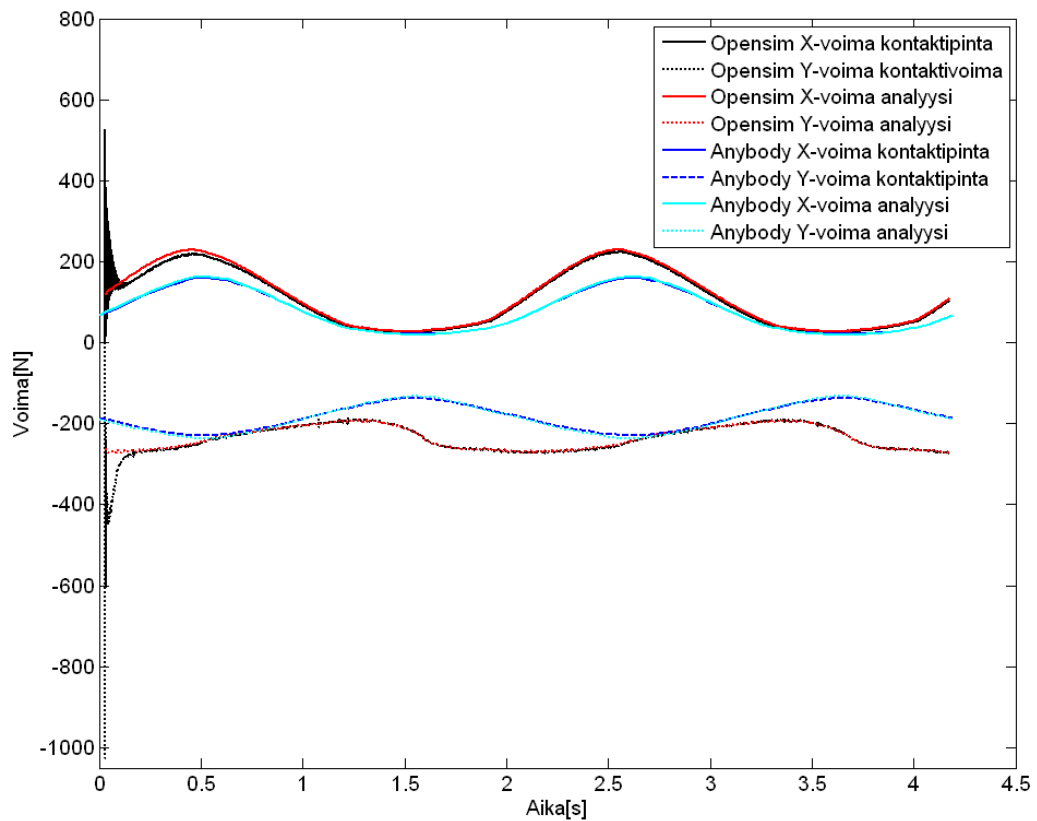
huomioitava, että ojentajalihaksien aktiivivoimat vaikuttavat muiden lihasvoimien arvoon simuloinnin aikana, minkä takia kokonaislihasvoimien summassa esiintyy eroja. Lihasvoimien välillä on myös eroja, koska ohjelmien välillä on käytetty lihasmallin määrittämisessä eri parametreja ohjelmien välillä. Lihasmallien eroavaisuuksien käytön takia lihakset eivät vastaa täydellisesti toisiaan. Ajan hetkillä 1,7 ja 3,7 käsivarren ollessa 30 asteen kulmassa alaspäin, esiintyy venymästä johtuvaa passiivista lihasvoimaa brachialis- ja hauislihaksissa. Opensim-ohjelma ei huomioi passiivisen lihasvoiman määrää aktiivisen lihasvoiman määrittämisessä, mutta Anybody-ohjelma vähentää aktiivisen lihasvoiman arvoa, kun lihaksissa esiintyy myös passiivista lihasvoimaa. Tämän takia kyseisellä ajanhetkellä on havaittavissa suurempi ero käyrien arvoissa verrattaessa eroa muilla ajan hetkillä.



**Kuva 20.** Kaikkien lihaksien kokonaisvoimien yhteenlaskettu summa, kullakin ajanhetkellä. Yhtenevällä mustalla viivalla on merkitty Opensim-ohjelman tuloksia ja mustalla katkoviivalla Anybody-ohjelman tuloksia. Punaisella on merkitty Opensim-ohjelman tuloksia, kun ojentajalihaksissa esiintyviä aktiivisia lihasvoimia ei ole huomioitu kokonaislihasvoimien summassa.

#### 4.1.2 Kontaktivoimat

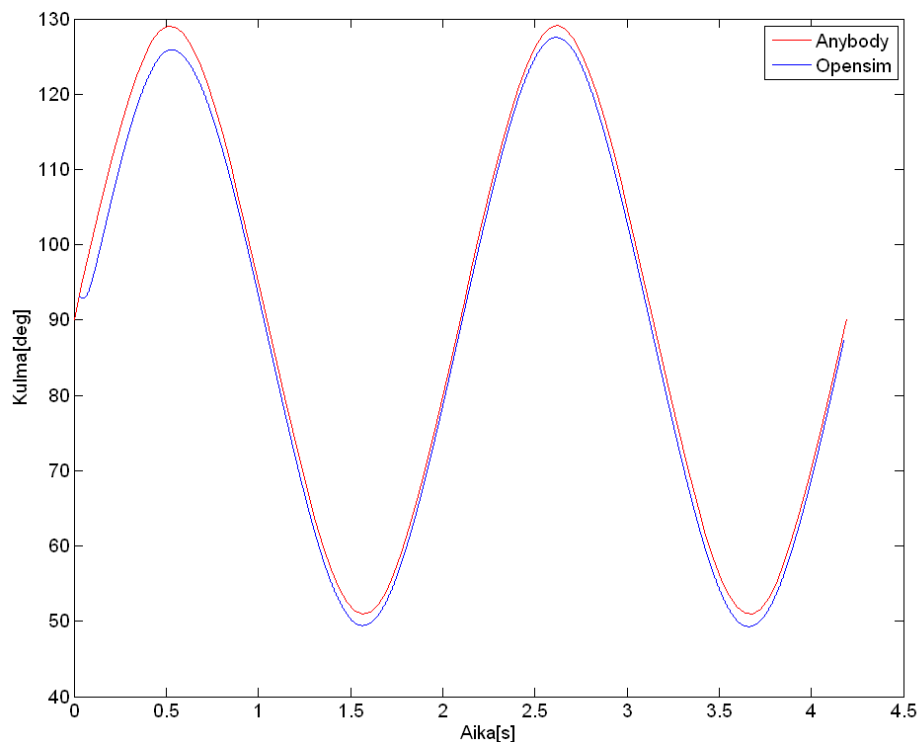
Kyynärnivelessä vaikuttavat kontaktivoimat laskettiin Opensim-ohjelmassa dynaamisella simulaatiolla käyttämällä kontaktipintoja, kun lihasvoimat liikuttivat käsivartta. Kontaktipintoja ei voitu käyttää käänteisessä dynaamisessa simulaatiossa, koska Opensim ei tunnistanut luotuja kontaktipintoja muissa simulointimenetelmissä. Opensim-ohjelmassa on mahdollista määrittää nivelissä vaikuttavat kontaktivoimat käänteisen dynamiikan aikana käyttämällä nivelvoima-analyysityökalua, joka ratkaisee matemaattisesti kappaleiden nivelissä vaikuttavat voimat ja momentit (Opensim 3.0 Analysis). Anybody-ohjelmassa kontaktivoimat ratkaistiin käänteisen dynamiikan simuloinnin aikana kontaktipinnoilla ja matemaattisesti vastaavalla tavalla kuin Opensim-ohjelmassa. Kuvassa 21 on esitetty kyynärnivelen kontaktivoimien tulokset molemmista ohjelmista.



**Kuva 21.** Kyynärnivelessä vaikuttavat kontaktivoimat. Mustalla on merkitty Opensim-ohjelman kontaktipinnoilla saatuja tuloksia, tumman sinisellä nivelvoima-analyysityökalun tuloksia, tumman sinisellä Anybodyn kontaktipinnoilla saatuja tuloksia ja vaalean sinisellä Anybodyn analyysin tuloksia.

Kuvasta 21 nähdään että ohjelmien sisäiset tulokset vastaavat toisiaan, riippumatta onko voimat laskettu kontaktipinnoilla tai matemaattisesti. Ohjelmien välisessä vertailussa voimien arvoissa on havaittavissa eroja, erityisesti y-akselin suuntaisessa kontaktivoimassa. Yhteneväisellä viivalla merkittyä x-akselin suuntaisen Anybody-ohjelman kontaktivoiman muoto vastaa Opensim-mallin kanssa, mutta katkoviivalla merkityn y-akselin suuntaisen Anybody-ohjelman kontaktivoiman muoto ei vastaa Opensim-mallin tuloksia. Käytettäessä kontaktipintoja Opensim-ohjelmassa, kontaktivoimien ratkaisussa on alussa havaittavissa suuria arvoja kontaktivoimissa, kontaktipintojen asettuessa vastakkain. Suuret arvot johtuvat dynaamisen simulaation käytöstä kontaktivoimien ratkaisussa. Kontaktivoimille ei ole määritelty alkuarvausta, jolloin kontaktipinnat liikkuvat alussa vapaasti ilman niiden välillä vaikuttavaa voimaa.

Kuvassa 22 on esitetty kyynärnivelen kulman muutos, kun nivel on mallinnettu kontaktipinnoilla. Kyynärnivelen kulman arvossa havaittavat erot johtuvat eri simulointimenetelmän käytöstä ohjelmissa. Opensim-ohjelman simuloinnissa on käytetty dynaamista simulointia, jolloin simulaation alussa kontaktipinnat liikkuvat aluksi toistensa päälle ennen kuin kontaktivoimat siirtävät nivelen takaisin oikealle paikalleen ja käsivarsi alkaa koukistua. Tämän takia kuvan 21 kontaktivoimien arvoissa on havaittavissa alussa suuria eroja.



**Kuva 22.** Kyynärnivelen kulman muutos kun niveltä on mallinnettu kontaktipinnoilla.



#### 4.2 Ohjelmien käytettävyys.

Ohjelmien käytettävyyttä vertaillaan taulukon 1 avulla. Vertailussa valituille kriteereille asetetaan arvosana 1 ja 5 väliltä. Arvosanat kerrotaan painokertoimella ja saadut arvot summataan yhteen, jolloin saadaan lopullinen arvosana ohjelmille. Painokertoimen arvo määräytyy simulointimallin luontien aikana tehdyistä havainnoista.

**Taulukko 1.** Ohjelmien välinen vertailu

	<b>Opensim</b>	<b>Anybody</b>	<b>Kerroin</b>	<b>Opensim arvosana</b>	<b>Anybody arvosana</b>
<b>Mallin luonti</b>	4	5	0.2	0.8	1
<b>Tulosten verifiointi</b>	5	2	0.2	1	0.4
<b>Tulosten tarkastelu</b>	5	3	0.1	0.5	0.3
<b>Simulointimenetelmät</b>	5	2	0.1	0.5	0.2
<b>Virheilmoitukset</b>	2	5	0.2	0.4	1
<b>Ohjelman vakaus</b>	2	5	0.2	0.4	1
<b>Yhteensä</b>	23	22	1	3.6	3.9

Mallin luonnilla tarkoitetaan ohjelmien vaativan tekstitiedoston luontia. Opensim-ohjelmalla on helpompi luoda yksinkertainen simulointimalli, mutta Anybody-ohjelmalla on mahdollista jakaa tekstitiedosto useammaksi tiedostoksi, jolloin monimutkaisen mallin luonti on selvempää. Koodin jakamisella useaan tiedostoon vältetään ylipitkältä koodilta, jota voi olla hankala ymmärtää. Erillisiä tiedostoja käytettäessä voidaan myös käyttää muissa simulointimalleissa käytettyjä tiedostoja ilman että ne tehdään uudestaan.

Tulosten verifiointi on mahdollista tehdä Opensim-ohjelmassa, joko vertailemalla tuloksia ihmismallille tehtyihin mittauksiin tai käyttämällä simuloinnista saatuja lihasvoimia liikuntaelimistä muodostuvan rakenteen liikuttamiseen. Anybody-ohjelmassa tulosten verifiointi voidaan toteuttaa ihmismallille tehdyillä mittauksilla tai päättelemällä onko simulointitulokset realistisia.

Tulosten tarkastelulla tarkoitetaan simulointituloksien tarkastelua ja mallin liikuttamista halutun liikeradan mukaisesti ilman simulointien tekoa. Opensim mahdollistaa mallin liikkeen tutkimisen ilman simuloinnin uusimista, jolloin tuloksia tarkasteltaessa malli on

mahdollista asettaa haluttuun asentoon. Anybody-ohjelmalla on mahdollista tutkia mallin liikettä toistamalla simulaatio, liikuttamalla mallia vain askelittain käytetyn aika-askeleen verran eteenpäin tai tallentamalla mallin liike erilliseksi videotiedostoksi, jota voidaan tarkastella erillisellä ohjelmalla.

Simulointimenetelmissä huomioidaan ohjelmissä käytettävät simulointimenetelmät ja mahdollisuus luoda omia analyysejä. Opensim-ohjelmassa on mahdollista tehdä käänteisen dynamiikan simuloinnin lisäksi myös dynaaminen simulaatio, joka ei ole mahdollista Anybody-ohjelmassa. Opensim-ohjelman avoimeen lähdekoodiin perustuva rakenne mahdollistaa myös omien analyysityökalujen luomisen ja näiden lisäyksen ohjelmaan.

Anybody-ohjelma antaa laadukkaammat virheilmoitukset, kun mallin luonnissa on käynyt kirjoitus- ja huolimattomuusvirheitä. Virheilmoituksilla pystyi koodista paikantamaan virheellisen kohdan ja tehdä tarvittavat muutokset, jotta simulointimalli saatiin toimimaan. Opensim-ohjelmassa virheilmoitukset luotiin erilliseen tekstitiedostoon, joista ei välttämättä saanut selville miksi simulointimallia ei pystytty luomaan. Opensim-ohjelma saattoi myös äkillisesti kaatua kirjoitusvirheiden takia, luomatta virhetiedostoa. Yksinkertaistenkin virheiden paikallistaminen vei tämän takia aikaa, kun kaikki muutokset oli käytävä erikseen lävitse, jotta virheellinen kohta oli havaittavissa.

Ohjelman vakaudessa huomioidaan ohjelman kaatumisherkkyys ja ohjelmien koneelle aiheuttama kuormitus. Opensim-ohjelmaa käytettäessä ohjelma kaatui usein, kun mallin luonnissa oli kirjoitusvirheitä tai käytti parametreja, jotka eivät sopineet kyseiseen kohtaan. Opensim-ohjelman käytön aikana oli myös havaittavissa suurta muistin varausta, kun tuloksia tarkasteltiin tai ikkunoiden kokoja suurennettiin. Ikkunoiden sulkeminen ei vapauttanut varattua muistia käytöstä vaan muistin käyttö kasvoi kunnes ohjelma suljettiin. Muistin käytön kasvaessa liian suureksi ohjelma kaatui ilman varoituksia.

## 5 JOHTOPÄÄTÖKSET

Työn tavoitteena oli tutkia Opensim- ja Anybody-ohjelmien käytettävyyttä ja simulointimallista saatuja tuloksia. Ohjelmien käytettävyyden tutkimisessa huomioitiin erityisesti menetelmät luoda simulointimalli, tuloksien esitys, mallin luonnissa esiintyneet ongelmakohdat ja näistä saatuihin virheilmoituksiin.

Simulointituloksien vertailu toteutettiin tekemällä molemmilla ohjelmilla yksinkertainen yläraajan simulointimalli ja luomalla tälle hauiskääntöä vastaava liikerata. Hauiskäännön aikana tutkittiin lihaksissa vaikuttavia voimia ja ohjelmien välisessä vertailussa käytettiin lihaksien yhteenlaskettua arvoa kokonaislihasvoimista. Simulointimallissa kyynärnivel mallinnettiin sarananivelellä ja kontaktipinnoilla, joista saatuja kontaktivoimia vertailtiin ohjelmien välillä. Simulointituloksien perusteella voidaan sanoa että ohjelmista saatiin vastaavia tuloksia, kun Opensim-ohjelman vakio aktiivisignaalin tuottamaa aktiivivoimaa ei huomioitu ojentajalihaksien kokonaisvoimissa. Tuloksissa esiintyvät erot johtuivat myös eri parametreista lihasmalleja määritettäessä ja ohjelmien tavasta jakaa liikkeen vaatima voima eri lihaksien kesken.

Käytettävyyttä vertailtiin taulukolla 1, jossa on esitetty ohjelmien käytön kannalta merkittäviä tekijöitä. Taulukon 1 mukaan Opensim-ohjelman lopullinen arvosana on 3,6 ja Anybody-ohjelman 3,9. Lopullisten arvosanojen eron ollessa 0,3 voidaan todeta että molemmat ohjelmat soveltuvat biomekaniikan simulointimallien luontiin ja käyttöön tutkimuksissa. On kuitenkin huomioitava että Opensim-ohjelman lopullinen arvosana muodostuu dynaamisesta simulointimenetelmästä johtuen tuloksien verifiointista, simulointimenetelmistä ja avoimen lähdekoodin sallimasta omien analyysien luomisesta, kun Anybody-ohjelman lopullinen arvosana muodostuu mallin luonnin, virheilmoitusten ja vakauden perusteella. Tämän mukaan voidaan todeta että Anybody-ohjelma soveltuu paremmin käytettäväksi simulointimalleissa, joissa ei ole tarvetta dynaamiselle simulaatiolle ja jonka analysointia varten ei tarvitse luoda omia analysointityökaluja.

## LÄHTEET

Anybody, 2013. [Anybody-ohjelman www-sivut].[Viitattu 1.4.2013]. Aalborg Denmark: Anybody Technology. Saatavissa: <http://www.anybodytech.com>

Ajay, Seth et al. 2011. Opensim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. Elsevier Ltd. 212-232 s. doi:10.1016/j.piutam.2011.04.021.

Al Nazer, Rami. 2008. Flexible multibody simulation approach in the dynamic analysis of bone strains during physical activity. Väitöskirja. Lappeenrannan teknillinen yliopisto. Lappeenranta. 136 s.

Ambrosio, Jorge A C. & Kecskemethy, Andres. 2007. Multibody dynamics of biomechanical models for human motion via optimization. Multibody dynamics. computational methods in applied sciences volume 4. 245-272 s.

Bruzzo, John. 2012. A Multibody dynamic model of the cross-country ski-skating technique. Diplomityö. Lappeenrannan teknillinen yliopisto. Lappeenranta. 100 s.

Damsgaard, Michael et al. 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the Anybody Modeling System. Simulation modeling practice and theory 14. Elsevier B.V. 1100-1111 s. doi:10.1016/j.simpat.2006.09.001.

De Groote, F et al. 2010. Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiment to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. Journal of Biomechanics 43. 1876-1883 s. Elsevier Ltd. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.022.

Drake, Richard L et al. 2010. Gray's anatomy for students, second edition. Kanada. Churchill Livingstone Elsevier. 1103 s. ISBN 978-0-443-06952-9.

Kauranen, Kari. & Nurkka, Niina. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Tampere. Tammerprint Oy. 435 s.

Lee, Dongwoon et al. 2010. A survey of modeling and simulation of skeletal muscle. ACM Transaction on graphics, Vol.28, No.4, article 106.

Narici, Marco. 1999. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. Journal of Electromyography and Kinesiology 9. Elsevier Science Ltd. 97-103 s. PII:S1050-6411(98)00041-8.

Nienstedt, Walter et al. 2009. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 18 painos. WSOY. 654 s. ISBN 978-951-0-35826-9.

Opensim 3.0. [Opensim-ohjelman www-sivut].[Viitattu 13.3.2013]. Saatavissa: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Welcome+to+OpenSim>

Opensim 3.0 Analysis. [Opensim-ohjelman www-sivut].[Viitattu 26.03.2013]. Saatavissa: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Joint+Reactions+Analysis>

Pärty, Miro. 2010. Polvinivelen mallinnus. Kandidaatintyö. Lappeenrannan teknillinen yliopisto. Lappeenranta. 26 s.

Rasmussen, John et al. 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. Journal of Biomechanics 34. Elsevier Science Ltd. PII:S0021-9290(00)00191-3.

Rasmussen, John. 2007. Anybody: CAE for the human body. Ansys Conference & 25<sup>th</sup> CADFEM users's meeting. Germany

Shabana, Ahmed A. 1998. Dynamics of multibody systems. painos 2. Cambridge: Cambridge University Press. 372 s. ISBN 0-521-59446-4.

Zajac, Felix E. 1989. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering. Volume 17.