

LAPPEENRANNAN TEKNILLINEN YLIOPISTO
Teknillinen tiedekunta
Konetekniikan koulutusohjelma
BK10A0400 Kandidaatintyö ja seminaari

POLVINIVELEN MALLINNUS

KNEE JOINT MODELING

Miro Pärty 19.07.2010

SISÄLLYSLUETTELO

1 JOHDANTO.....	1
2 POLVINIVEL JA SEN TUTKIMINEN	2
2.1 Polvinivelen anatomia ja mekaniikka.....	2
2.2 Polviniveltutkimus	4
3 ELEMENTTIMENETELMÄ JA SEN AVULLA TEHDYT TUTKIMUKSET	6
3.1 Elementtimenetelmä.....	6
3.2 Elementtimenetelmällä tehdyt tutkimukset	7
3.2.1 Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis	7
3.2.2 A Paraller Framework for the FE-Based Simulation of Knee Joint Motion	8
3.2.3 A Modeling framework to Estimate Patellofemoral Joint cartilage Stress In Vivo ..	8
3.2.4 Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee mechanics	10
3.2.5 Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression	11
4 MONIKAPPALEDYNAMIIKKA JA SEN AVULLA TEHDYT TUTKIMUKSET	12
4.1 Monikappaledynamiikka	12
4.2 Monikappaledynamiikan avulla tehdyt tutkimukset	13
4.2.1 Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading.....	14
4.2.2 Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task	15
4.2.3 Development and validation of a 3-d model to predict knee joint loading during dynamic movement	16
4.2.4 Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics	17
4.2.5 Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait	19
4.2.6 A Subject specific multibody model of the knee with menisci	21
5 YHTEENVETO.....	23
LÄHDELUETTELO.....	24

1 JOHDANTO

Tässä kandidaatintyössä tarkastellaan ihmisen polvinivelen mallinnusta. Työ on tehty Lappeenrannan teknillisen yliopiston teknilliseen tiedekuntaan, konetekniikan osastolle. Se liittyy konetekniikan osaston koneensuunnittelun laboratoriossa tehtävään tutkimusprojektiin, jonka tavoitteena on saada aikaan monikappaledynamiikan keinoin toteutettu polven simulaatiomalli. Työssä selvitetään, millaisia polvinivelmalleja on kehitetty ja on parhaillaan käytössä, sekä niiden teoreettista taustaa, jotta välttyttäisiin toistamasta jo tehtyjä tutkimuksia aiheesta. Päämääränä on selvittää, miten polvinivel voitaisiin mallintaa tarkasti monikappaledynamiikan keinoin. Kuvassa 1 nähdään polvinivelen anatomia.



Kuva 1. Polvinivelen anatomia.

Ensimmäiseksi tutustutaan polvinivelen anatomian ja mekaniikan pääpiirteisiin. Ymmärrys polven anatomiasta ja mekaniikasta on välttämättömyys polvinivelmallien ymmärtämiseksi. Seuraavaksi perehdytään siihen, miksi polvinivelen liikkeiden ja rasitusten tunteminen on tärkeää sekä millä menetelmillä niitä on mahdollista tutkia.

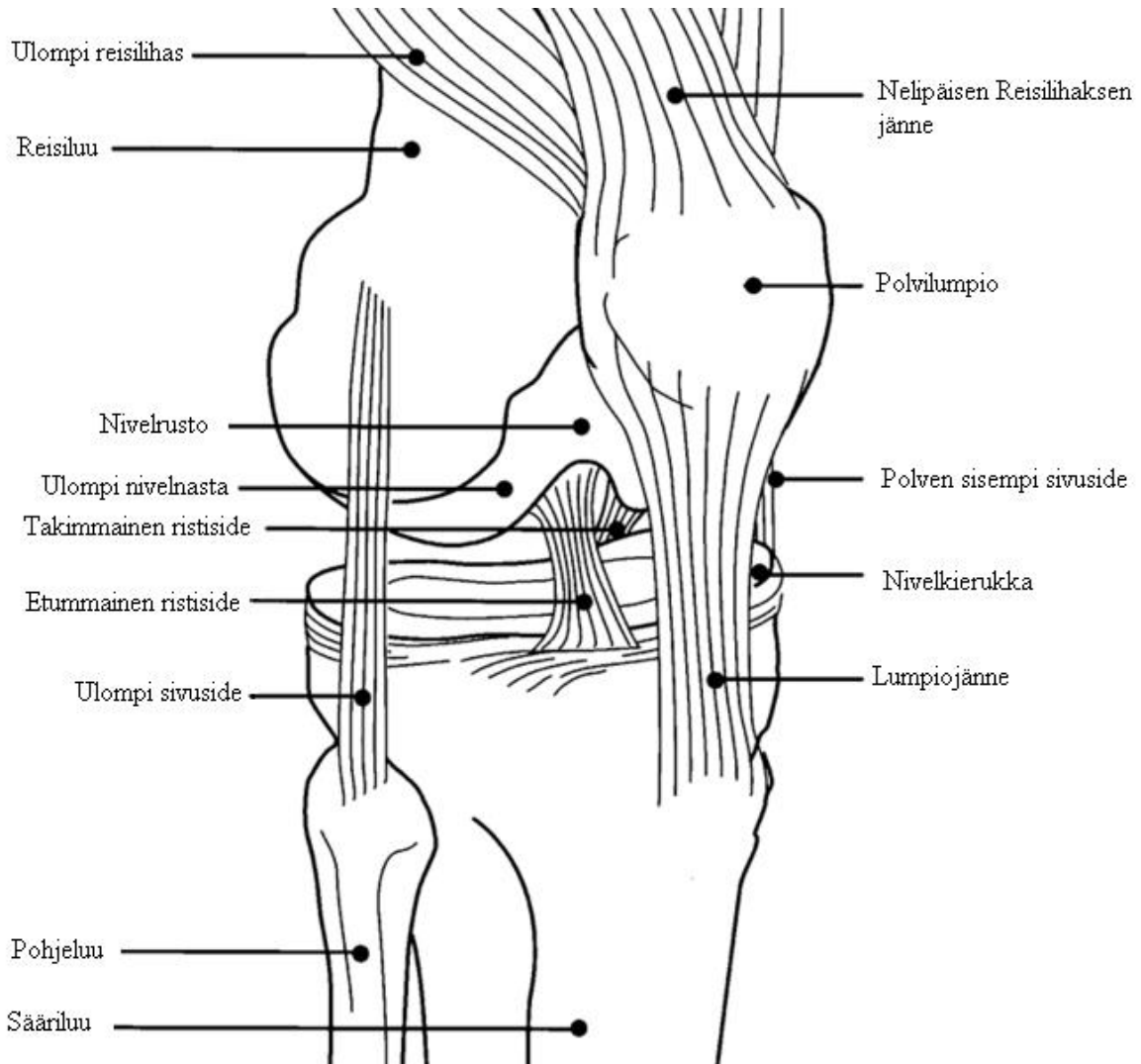
Tämän jälkeen käydään läpi aiheesta aikaisemmin tehtyjä tutkimuksia. Tutkimukset jaetaan kahteen pääryhmään: elementtimenetelmää käyttäviin ja monikappaledynamiikkaa hyödyntäviin. Molemmista menetelmistä esitellään perustiedot. Erityisenä kiinnostuksen kohteena ovat monikappaledynamiikan keinoin toteutetut mallit. Mallien onnistumista arvioidaan ja lopuksi tehdään yhteenveto tutkimuksista.

2 POLVINIVEL JA SEN TUTKIMINEN

2.1 Polvinivelen anatomia ja mekaniikka

Polvinivel on ihmisen suurin ja monimutkaisin nivel. Se sijaitsee reisiluun ja sääriluun välissä. Se on herkkä vahingoittumaan johtuen siihen kohdistuvista suurista rasituksista. Reisiluun alaosassa on kaksi nivelnastaa, joiden vastinkappaleina on sääriluun yläosassa kaksi matalaa kuoppaa. Nivelnastat ovat ruston peittämät. Sääriluun kuopissa on hevosenkengän muotoiset rustosta muodostuneet nivelkierukat eli meniskit, jotka kiinnittyvät päistään sääriluuhun ja reunoilta nivelpussiin. Polvinivelen edessä on nelipäisen reisilihaksen jänteeseen kiinnittynyt muusta luustosta erillään oleva polvilumpio, joka suuntaa lihaksen supistuessa syntyvää voimaa. Sääriluun ulkosivulla oleva pohjeluu ei liity suoraan polviniveleen, mutta nivelen toimintaan vaikuttava ulompi sivuside on kiinnittynyt siihen toisesta päästään. (Nienstedt et al. 1993 s. 129-131)

Polven sisällä ja ulkopuolella on useita nivelsiteitä. Polven ulko- ja sisäsivulla on sivusiteet. Polven sisällä ovat ristisiteet, jotka kiinnittyvät sääri- ja reisiluuhun ristikkäin, sekä polven poikkiside ja nivelkierukat sääriluuhun kiinnittävät siteet. Kuvassa 2 on kuvattuna polvinivelen luut ja tärkeimmät nivelsiteet, jänteet ja rustot. (Nienstedt et al. 1993 s. 129-131)



Kuva 2. Polvinivelen luut sekä tärkeimmät nivelsiteet, jänteet ja rustot.

Suuraksi ojennettuna polvinivelen luiden kosketuspinta-ala on suurimmillaan ja nivelsiteet ovat kireinä. Tällöin polven kiertyminen on estynyt. Koukistettuna nivelen luut eivät sovi niin hyvin yhteen ja pieni kiertoliike on mahdollinen. Ristisiteistä ainakin toinen on aina kireänä polven asennosta riippumatta. Polven liikkeen aikana luiden kosketuspinta-ala ja -kohta muuttuvat. Nivelkierukoiden ja -ruston tehtävä on vähentää kitkaa ja jakaa vartalon painoa nivelessä. Rustokudos on sidekudosta jäykempää, mutta joustavampaa kuin luu. (Nienstedt et al. 1993 s. 129-131, s. 61)

Mahdollisten vammojen lisäksi polvea uhkaa nivelrikko. Nivelrikko on vaikea ja kivulias nivelsairaus, joka monesti iskee myös polviniveleen. Se aiheuttaa muutoksia rustossa,

luussa, niveltä ympäröivässä nivelpussissa ja niveleen liittyvissä lihaksissa. Nivelrikko alkaa nivelruston häviämisenä ja johtaa luun kulumiseen ja luupiikkien muodostumiseen. Tauti johtaa koviin kipuihin ja nivelen toiminnan häiriintymiseen ja lopulta estymiseen. Nivelriikon syytä ei tarkkaan tiedetä. Sen aiheuttamaa kipua voidaan lievittää ja nivelen toimintaa parantaa tai nivel voidaan korvata keinonivelellä. Varsinaista hoitokeinoa ei kuitenkaan ole. Tästä syystä ennaltaehkäisevän toiminnan tutkiminen on tärkeää. (Samson et al. 2007. s. 9-11)

2.2 Polviniveltutkimus

Nivelriikon kustannukset Suomessa ovat vuosittain noin miljardi euroa. Luiden kehitys ja aikuisiän korkein luumassa on pitkälti geenien säätelemää, mutta tutkimusten mukaan luiden vahvuuteen ja nivelten hyvinvointiin voidaan vaikuttaa myös liikunnalla. Mekaanisella ja varsinkin dynaamisella rasituksella tiedetään olevan tärkeä rooli myös nivelriikon kehittymisessä. (Arokoski. 2009. s. 6-7)(Kohrt et al. 2004. s. 1985)(Bei et al. 2004. s. 777)

Polvinivelessä eri liikkeiden aikana vaikuttavien voimien ja momenttien määrittämisestä olisi suuri hyöty lääketieteen parissa työskenteleville, tutkijoille sekä keinonivelten suunnittelijoille. Datan perusteella voitaisiin ennustaa uusien keinonivelten toimivuutta ja kestoja, auttaa polvileikkausten suunnittelussa ja tulosten ennustamisessa, tutkia kuormituksia, jotka vaikuttavat nivelriikon kehittymiseen, sekä etsiä harjoitteita, joilla nivelriikon kehittyminen voitaisiin keskeyttää tai estää. (Komistek. 2005. s. 215)

Tarkin tapa polven sisäisten rasitusten selville saamiseen on telemetria. Menetelmässä koehenkilöön asetetaan mittalaitteita, jotka tallentavat mittaustulokset tai lähettävät ne tallennettavaksi. Nämä mittalaitteet ovat kuitenkin yleensä hyvin kalliita, jolloin näytämäärä jää pieneksi. Mittaimplanttien asentaminen on yleensä teknisesti haastavaa ja myös eettisesti arveluttavaa. Lonkkanivelestä on tehty useita onnistuneita telemetriatutkimuksia, mutta polvinivelestä vähemmän ja ne eivät ole onnistuneet niin hyvin. Mittauksia voidaan tehdä myös kadaaveri- eli kuolleella polvella liikuttamalla sitä simulaattorilla. (Komistek. 2005. s. 216-217)

Telemetriian vaihtoehtona on matemaattinen mallintaminen, jonka avulla rasituksia voidaan ennustaa. Tämä on kuitenkin monimutkainen tehtävä, sillä ihmisen jalassa on 47 lihasta ja jokaiseen niveleeseen liittyy kolme voimaa ja momentit kolmen akselin suhteen. Itse polvinivel rakentuu kolmesta luukappaleesta ja sen liike on täysin erilainen verrattuna muihin niveliin. Matemaattiset polvinivelmallit voidaan jakaa karkeasti kahteen ryhmään: fenomenologisiin ja anatomisiin malleihin. Fenomenologiset mallit ovat suurpiirteisiä, eivätkä ota huomioon polven sisäistä rakennetta. Anatomiset mallit voivat ottaa polven sisäisen rakenteen huomioon hyvinkin tarkasti. Tarkka mallintaminen vaatii aina tarkat tiedot nivelen geometriasta ja materiaaliominaisuuksista. (Komistek. 2005. s. 217) (Abdel-Rahman & Hefzy. 1998. s. 276)

Anatomiset mallit voidaan edelleen jakaa kahteen ryhmään: kinemaattisiin ja kineettisiin. Kinemaattisilla malleilla voidaan tutkia nivelen liikkeitä, mutta liikkeitä ei voida yhdistää kuormituksiin. Kineettiset mallit ottavat myös malliin kohdistuvat voimat huomioon. Kineettisiä malleja on kvasistaattisia ja dynaamisia. Kvasistaattisella mallilla voidaan määrittää nivelen liike ja siihen kohdistuvat voimat yhdessä asennossa kerrallaan. Laskenta on toistettava useaan kertaan, jos halutaan kattaa koko liikerata. Kvasistaattinen malli ei ota huomioon massan hitautta. Tähän tarvitaan dynaamista mallia, jossa differentiaalisten liikeyhtälöiden avulla ratkaistaan tarvittavat tiedot liikkeestä ja voimista. (Abdel-Rahman & Hefzy. 1998. s. 277)

Polvinivelen rasitusten mallintamiseen on tähän mennessä käytetty lähinnä kahta tekniikkaa: kvasistaattista elementtimenetelmää ja monikappaledynamiikkaa. Seuraavaksi nämä menetelmät esitellään lyhyesti ja käydään läpi niiden avulla tehtyjä polvinivelmalleja.

3 ELEMENTTIMENETELMÄ JA SEN AVULLA TEHDYT TUTKIMUKSET

3.1 Elementtimenetelmä

Elementtimenetelmä on analyyttinen työkalu, jota voidaan hyödyntää monenlaisten fysikaalisten ja matemaattisten ongelmien ratkaisussa. Sillä voidaan mallintaa esimerkiksi materiaalien rasituksia, värähtelyä, virtauksia, lämmönsiirtoa sekä sähkö- ja magneettikenttiä. Sitä voidaan hyödyntää myös numeerisena menetelmänä differentiaaliyhtälöiden ratkaisussa. (Bickford. 1990. s. 4-7.)

Elementtimenetelmää voidaan kuvailla siten, että tutkittava rakenne jaetaan ensin moneen osaan, eli elementtiin. Elementit liittyvät toisiinsa solmujen avulla. Tämä johtaa rakennetta kuvaaviin yhtälöihin. Elementtimenetelmä tarjoaa numeerisen ratkaisun aina johonkin tiettyyn ongelmaan. Sen avulla ei saada suljetun muodon ratkaisua. Lisäksi ratkaisu on aina likiarvo. (Cook. 1995. s. 1)

Ongelmaan liittyviä yhtälöitä voi olla satoja tai tuhansia, mikä vaatii tietokonelaskennan käyttöä. Matriisien muokkaus, integrointi, yhtälönratkaisu ja muut toimenpiteet tapahtuvat yleensä automaattisesti kaupallisen ohjelman, kuten ANSYS, Femap tai Nastran, toimesta. Käyttäjän tehtäväksi jää lähinnä esi- ja jälkikäsitteily. Esikäsitteilyyn kuuluu rakenteen geometrian, rasitusten, tuentojen ja materiaalin määrittely sekä verkotus eli rakenteen jako elementteihin. Jälkikäsitteilyä ovat ohjelman antamien tulosten listaus ja tulkinta. (Cook. 1995. s. 1-2)

Elementtimenetelmän vahvuus on sen monipuolisuus. Tutkittava rakenne voi olla mielivaltaisen muotoinen, mielivaltaisesti tuettu ja siihen voi kohdistua mielivaltaisia rasituksia. Monimutkaisten geometrioiden tutkinta vaatii kuitenkin hyvin tarkan verkotuksen, jolloin solmujen vapausasteiden määrä nousee suureksi ja mallista tulee laskennallisesti hyvin raskas. (Cook. 1995. s. 2) (Al Nazer. 2008. s. 17)

3.2 Elementtimenetelmällä tehdyt tutkimukset

Elementtimenetelmää on usein käytetty ihmisvartalon biomekaniikan tutkimiseen. Monet polviniveleen kohdistuvista tutkimuksista liittyvät keinoniveeliin, mutta joitakin keinonivelitutkimuksissa käytettyjä tekniikoita voidaan soveltaa myös terveen polven tutkimiseen. Elementtimenetelmällä on mahdollista tutkia hyvinkin pieniä yksityiskohtia polven sisällä. Elementtimenetelmää voidaan myös hyödyntää joustavassa monikappaledynamiikassa. Seuraavaksi käydään läpi julkaisujärjestyksessä polvinivelestä tehtyjä elementtimenetelmätutkimuksia.

3.2.1 Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis

Tutkimuksessaan ”Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis” Godest et al. esittelevät eksplisiittisellä elementtimenetelmällä toteutetun polven keinonivelmallin, jolla suoritetaan vastaava askelliike kuin keinoniveleen rasiustestauslaitteella. Tavoitteena on simuloida sekä polven kinematiikkaa että sisäisiä rasituksia samassa analyysissä. Tuloksia verrataan rasiustestauslaitteella saatuihin tuloksiin. (Godest et al. 2002. s. 267-268)

Sääriluu on mallinnettu jäykkänä kappaleena käyttäen nelisolmuisia kuorielementtejä 1,7 mm keskimääräisellä sivunpituudella. Polyetyleni-implantti on mallinnettu kahdeksansolmuisilla kuusisivuisilla elementeillä kahdella eri sivunpituudella. Karkeammassa mallissa keskimääräinen sivunpituus on 2 mm, tarkemmassa 1,2 mm. Polyetyleni on mallinnettu elastisplastisena materiaalina implantin valmistajalta saadun datan perusteella. Kontaktilaskennassa on käytetty erityisesti pallomaisten pintojen mallintamiseen kehitettyä ratkaisumallia. Simulaatiossa ei ole otettu huomioon hitausvoimia. (Godest et al. 2002. s. 268-271)

Saadut tulokset vastaavat varsin hyvin kokeellisesti saatuja arvoja. Simulaation havaittiin kuitenkin liioittelevan polven kiertymää 1-1,5 astetta kokeelliseen dataan verrattuna. Tähän voi syynä olla hitausvoimien huomiotta jättäminen. Kinematiikan todettiin olevan riippumaton verkotuksen tiheydestä ja aika-askeleen koosta. Godest et al toteavat lopuksi

eksplisiittisen tekniikan soveltuvan hyvin polvinivelen mallintamiseen. Sen etuja ovat stabiilius ja alhaiset laskentakustannukset. (Godest et al. 2002. s. 273-274)

3.2.2 A Paraller Framework for the FE-Based Simulation of Knee Joint Motion

Wawro ja Fathi-Torbaghan esittelevät tutkimusraportissaan ”A Paraller Framework for the FE-Based Simulation of Knee Joint Motion” dynaamisen ajasta riippuvan elementtimenetelmään perustuvan tavan mallintaa polvinivelen liikettä. Elementtimalli on luotu magneettikuvauksella saadun datan pohjalta. Tällä tavalla mallista saadaan yksilöllinen. Mallissa on käytetty kuutiomaisia isoparametrisia tilavuuselementtejä. Koska mallissa käsitellään suuria muodonmuutoksia, kontakteja ja epälineaarisesti käyttäytyviä materiaaleja, on tutkimuksessa käytetty epälineaarista FE-analyysiä. Mallin kontaktilaskenta tapahtuu kolmessa osassa: ensin kontaktin havaitseminen, sitten kontaktialueen määrittäminen ja lopuksi vasteen laskenta. Mallin vaativa laskenta on toteutettu rinnakkaislaskennalla. (Wawro & Fathi-Torbaghan. 2004. s. 1490-1492)

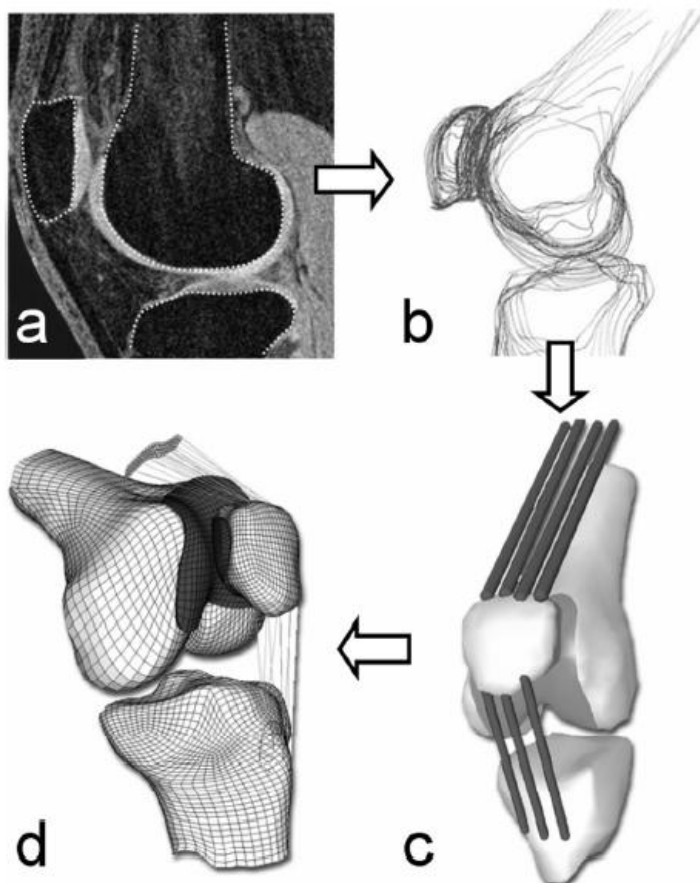
Nivelen liikkeestä saadut tulokset ovat realistisia. Nivelnastat liukuvat vastinpintojaan vasten, kuten oikeassa polvessa. Tarkka vertailu kokeellisesti saatuihin tuloksiin on jatkotutkimuksen kohde. Mallin rajoite-ehdot rajoittavat mallin sisäisiä rasituksia niin, ettei polven sisäsiteitä ole tarvinnut mallintaa. Tästä johtuen mallissa ei myöskään havaittu epästabiiliutta. Parannuskohteita mallissa ovat polvilumpion, sivusiteiden ja nivelkierukoiden lisääminen malliin sekä tarkemmat materiaaliominaisuudet. Lisäksi on kehitteillä verkotusmenetelmä, joka verkottaa magneettikuvauksella saadun 3d-mallin automaattisesti. (Wawro & Fathi-Torbaghan. 2004. s. 1493)

3.2.3 A Modeling framework to Estimate Patellofemoral Joint cartilage Stress In Vivo

Besier et al. ovat tutkineet polvilumpion ja reisiluun välisen ruston rasituksia elementtimenetelmällä toteutetulla kohdekohtaisella mallilla. Tavoitteena on arvioida ruston rasitusten vaikutusta polven kiputiloihin ja erityisesti ns. juoksijan polveen. Mallin geometria on saatu magneettikuvauksen avulla. Malli sisältää reisi- ja sääriluun,

polvilumpion, polvilumpion ja reisiluun nivelrustot, nelipäisen reisilihaksen janteen ja lumpiojanteen. (Besier et al. 2005. s. 1924-1925)

Mallin reunaehtoina toimivat siirtymät ja niveleen vaikuttavat voimat. Sääri- ja reisiluu on kiinnitetty paikalleen ja nelipäisen reisilihaksen jänteeseen on kohdistettu voima. Lumpion sijainti riippuu siten lihasvoimista, janteiden jännityksestä ja kontaktista reisiluuhun. Lihasvoima malliin on saatu elektroneuromyografian (EMG) eli hermo- ja lihassähkötutkimuksen avulla. Kvasistaattiset simulaatiot on toteutettu käyttäen epälineaarista ratkaisijaa. Luut on mallinnettu jäykkinä kappaleina. Reisi- ja sääriluu on kiinnitetty paikalleen ja polvilumpion kaikki vapausasteet ovat rajoittamattomia. Nivelrusto on mallinnettu lineaariselastisena materiaalina. Besier et al.:in mallin eri vaiheet näkyvät kuvassa 3. (Besier et al. 2005. s. 1926-1927)



Kuva 3. Besier et al.:in polvinivelmallin eri vaiheet. Magneettikuva (a), kolmiulotteinen pistejoukko (b), geometriaan lisätyt lihakset ja jänteet (c) ja valmis elementtimalli (d).

Tutkimus osoittaa mallin kohdekohtaisuuden tärkeyden. Mallin avulla on havaittu jopa 20 % eroja rustoon kohdistuvassa rasituksessa eri kohteiden mukaan mallinnettujen geometrioiden välillä samanlaisissa kuormitustiloissa. Mallissa on kuitenkin heikkouksia. EMG-tekniikalla mitattuja lihasvoimia on vaikea varmentaa. Materiaaliominaisuudet on myös mallinnettu varsin yksinkertaisesti. (Besier et al. 2005. s. 1928-1929)

3.2.4 Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee mechanics

Yao et al. esittelevät tutkimuksessaan ”Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee mechanics” elementtimenetelmällä toteutetun polvinivelmallin, jonka avulla tutkitaan pienten nivelen kinematiikan muutosten vaikutusta nivelkontaktin käytökseen. Polven geometria ja kinemaattiset reunaehdot on saatu selville magneettikuvauksen avulla. Magneettikuvat on otettu terveestä koehenkilöstä ennen aksiaalista puristusta sekä sen aikana. (Yao et al. 2007. s. 390-391)

Elementtimalli sisältää sääriluun, reisiluun, nivelrustot sekä nivelkierukat. Rustot ja nivelkierukat on mallinnettu isotrooppisina ja joustavina. Keskimääräiset elementtien sivunpituudet ovat 1,5 mm rustossa ja 1 mm nivelkierukoissa. Ulkoisten kuormien sijaan sääriluun ja reisiluun liikkeitä on toteutettu reunaehtoina. Polven kontaktien on oletettu olevan kitkattomia. (Yao et al. 2007. s. 391-393)

Mallin testaus on suoritettu 0,1-0,25 mm variaatiolla translaatiossa ja 0,1-0,25° variaatiolla kiertymässä. Kontaktin käytöksessä havaitut muutokset ovat suuria verrattuna alkuehtojen variaatioihin. Voiman jakautuminen ulomman ja sisemmän nivelnastan välillä vaihtelee 6/94 ja 76/24 välillä. Nivelkierukoiden läpi välittyneen voiman määrä vaihtelee 25 %:sta 88 %:iin. Kontaktialueen koossa ja kontaktipinnan keskipisteen paikan sijainnissa on myös suuria vaihteluita. Alkutilanteen translaation variaatiolla on havaittu olevan kiertymää suurempi vaikutus. Tutkimus osoittaa, että polvinivelmallien alkuehtoina käytettävän datan saamiseen käytettävien menetelmien tarkkuutta tulisi parantaa. (Yao et al. 2007. s. 393-397)

3.2.5 Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression

Shirazi, Shirazi-Adl ja Hurtig esittelevät tutkimuksessaan "Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression" elementtimenetelmällä toteutettua polvinivelmallia, jossa on otettu huomioon nivelrusto ja nivelkierukat sekä niiden sisäinen rakenne. Nivelrusto ja nivelkierukat rakentuvat kollageenisäikeistä, joilla on hyvin suuri vetolujuus. Niiden orientaatio muuttuu ruston ja nivelkierukan sisällä. Ruston pinnalla säikeet ovat vaakatasossa pinnan suuntaisesti ja keskellä niiden suunta on mielivaltainen. Ruston luuhun kiinnittyvällä puolella säikeet ovat kohtisuorassa luun pintaa vasten ankkuroiden ruston luun pintaan. Nivelkierukan pinnoilla kollageenisäikeet ovat mielivaltaisessa järjestyksessä, mutta kudoksen sisällä ne ovat kierukan kehän suuntaisia. (Shirazi et al. 2008. s. 3340)

Mallin pohjana on käytetty aiemmin tehtyä ja vahvistettua polven 3d-mallia, jota on muokattu nivelruston ja nivelkierukoiden osalta, jotta kollageenisäieverkot saataisiin kerroksittain lisättyä malliin. Nivelrustot ja nivelkierukat on mallinnettu neljässä osassa käyttäen solidi- ja kalvoelementtejä. (Shirazi et al. 2008. s. 3341-3342)

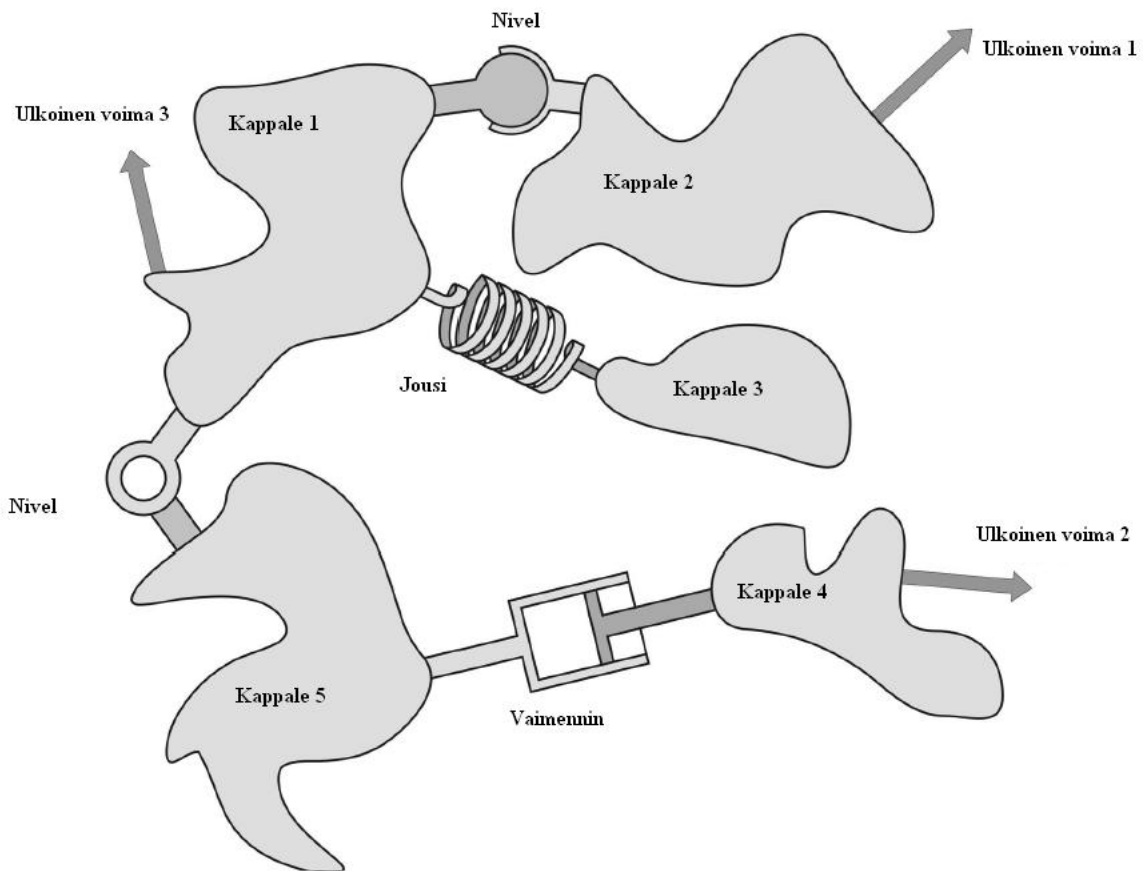
Polvinivelen käyttäytymistä on tutkittu täysin ojentuneena 1800 N ja 2000 N puristuskuormituksessa. Polven koukistuminen on estetty, mutta muuten nivelen on sallittu liikkua vapaasti. Kollageenisäikeiden roolia eri kerroksissa on tutkittu muokkaamalla mallia poistamalla siitä eri kollageenisäikekerroksia tai niiden kiinnityksiä luuhun. (Shirazi et al. 2008. s. 3341-3342)

Shirazi, Shiradzi-Adl ja Hurtig toteavat että nivelruston sisäisellä rakenteella on suuri merkitys ruston mekaniikassa ja sen mallintamisessa. Pystysuorilla kollageenisäikeillä on tärkeä rooli nivelruston jäykistämisessä ja ne suojaavat sitä suurilta venymiltä ja leikkausjännityksiltä. Jos säikeiden kiinnitys luuhun rikkoutuu paikallisesti, ei sen alueen rusto kykene enää tehtäväänsä. Pintakerrosten säikeet suojaavat lähinnä ruston pintaa suurilta jännityksiltä, eikä niillä ole merkittävää roolia koko polven rakenteessa. (Shirazi et al. 2008. s. 3346)

4 MONIKAPPALEDYNAMIIKKA JA SEN AVULLA TEHDYT TUTKIMUKSET

4.1 Monikappaledynamiikka

Monikappaledynamiikka on matemaattinen menetelmä, jonka avulla voidaan simuloida koneita ja tutkia niiden dynamiikkaa. Monikappalejärjestelmät koostuvat erilaisten nivelten ja toimilaitteiden avulla toisiinsa liittyneistä kappaleista ja alajärjestelmistä. Monikappalejärjestelmiä ovat esimerkiksi koneet, mekanismit, robotit, kulkuneuvot ja biomekaaniset järjestelmät. Monikappaledynamiikan avulla voidaan mallintaa sekä jäykkiä että joustavia kappaleita sisältäviä järjestelmiä. Järjestelmästä voidaan tutkia eri kappaleiden liikettä toisiinsa tai koko järjestelmään nähden sekä kappaleiden muodonmuutoksia ja niihin kohdistuvia kuormia. Esimerkki monikappalejärjestelmästä löytyy kuvasta 4. (Shabana. 2001. s. 1-3)(Shabana. 1998. s. 1-3)



Kuva 4. Yleinen monikappalejärjestelmä

Jäykkien kappaleiden järjestelmissä kappaleet voivat liittyä toisiinsa massattomien nivelten, jousien tai muiden toimilaitteiden välityksellä. Tällaisissa järjestelmissä siis vain jäykillä kappaleilla oletetaan olevan massaa. Joustavien kappaleiden järjestelmissä on yleensä sekä jäykkiä että joustavia kappaleita. Joustavat kappaleet vaikeuttavat järjestelmän analyysia huomattavasti, sillä niiden muoto muuttuu liikkeen aikana, jolloin niiden massan hitaudesta ja muista ominaisuuksista tulee ajan funktioita. Joustavien kappaleiden mallintamisessa yhdistetään usein elementtimenetelmän ja monikappaledynamiikan keinoja. (Shabana. 2001. s. 1-3)(Shabana. 1998. s. 1-3)

Kolmiulotteisessa avaruudessa kappaleen liikettä ja sijaintia kuvataan kuudella yleistetyllä koordinaatilla, joista kolme liittyy translaatioon ja kolme rotaatioon. Monikappalejärjestelmän jäsenet käyvät läpi suuria siirtymiä ja rotaatioita, mistä johtuen järjestelmä on hyvin epälineaarinen. Epälineaarisuudesta johtuen monikappaledynamiikka vaatii laajaa numeeristen menetelmien hyödyntämistä, mikä johtaa tietokonelaskennan käyttöön. Suljetun muodon ratkaisun löytäminen on usein vaikeaa tai mahdotonta monikappalejärjestelmissä. (Shabana. 2001. s. 1-3)(Shabana. 1998. s. 1-3)

Käänteisdynamiikkasimulaatiolla tarkoitetaan laskentaa, jolla halutun liikkeen toteuttamiseen tarvittavat voimat lasketaan. Suorassa dynaamisessa simulaatiossa voimat ovat tiedossa ja ne toteuttavat simulaation liikkeen, jolloin voidaan laskea systeemin rasituksia. (Al Nazer. 2008. s. 4)

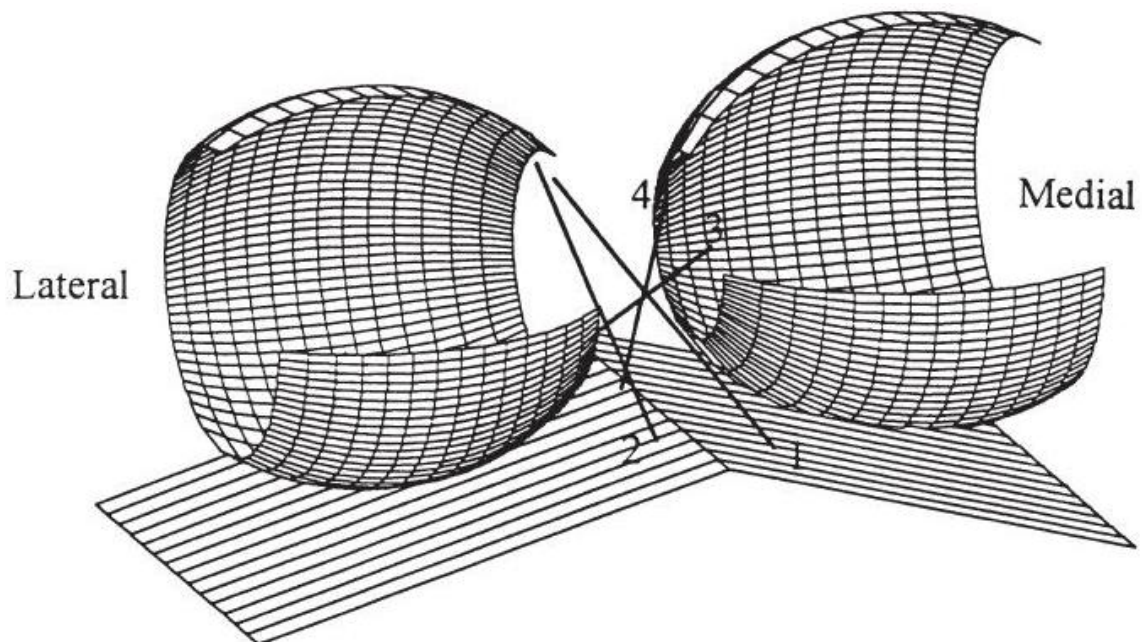
4.2 Monikappaledynamiikan avulla tehdyt tutkimukset

Monikappaledynamiikalla on tehty melko paljon biomekaniikkatutkimusta, mutta yksityiskohtaisia polvinivelmalleja vain vähän. Polven monimutkaisen rakenteen dynaaminen simulointi vaatii paljon laskentatehoa ja -aikaa, mistä johtuen monikappalemallit eivät ole niin yksityiskohtaisia kuin elementtimallit. Seuraavaksi esitellään polvinivelen monikappaledynamiikkamalleja julkaisujärjestyksessä.

4.2.1 Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading

Abdel-Rahmanin ja Hefzyn tutkimus ”Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading” on ensimmäisiä polvinivelestä tehtyjä dynaamisia kolmiulotteisia polven sisäisen anatomian huomioonottavia malleja. Mallissa sääri- ja reisiluu ovat jäykkiä kappaleita. Analyysissa on käsitelty tapausta, jossa reisiluu pysyy paikallaan sääriluun liikuessa. Polvilumpio on jätetty huomioimatta. Nivelruston muodonmuutosta ja kitkaa ei myöskään ole otettu huomioon. (Abdel-Rahman & Hefzy. 1998. s. 276-279)

Reisiluun nivelnastat on mallinnettu pallomaisina pintoina ja sääriluun kontaktipinnat tasoina. 12 nivelsidettä on mallinnettu epälineaarisisina jousina. Kontaktipintojen mallit ja ristisiteitä kuvaavat jouset on esitetty kuvassa 5. Nivelsiteiden kiertymistä pintojen ympäri ei ole otettu huomioon. Nivelkierukoita ei ole mallinnettu, sillä tutkimuksessa ei käsitellä ulkoista aksiaalista kuormitusta. Liikkeen aikana kontakti tapahtuu molemmissa tai vain toisessa nivelnastassa. Kontaktivoimat lasketaan kohtisuorina kontaktipintoja vastaan. (Abdel-Rahman & Hefzy. 1998. s. 279-282)



Kuva 5. Polven kontaktipintojen mallit tutkimuksessa Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading. Lateral eli ulompi nivelnasta ja medial eli sisempi nivelnasta. Suorat 1-4 ovat polven ristisiteitä kuvaavia jousia.

Mallista saadut tulokset osoittavat kolmiulotteisen anatomisen mallintamisen olevan monipuolinen työkalu nivelen sisäisten rasitusten tutkimiseen ja rohkaisevat jatkokehittämään tätä tekniikkaa. Tässä mallissa on kuitenkin monia puutteita, kuten kontaktipintojen muodonmuutosten puuttuminen, nivelkierukoiden puuttuminen, nivelsiteiden kiertymien huomiotta jättäminen, polvilumpion puuttuminen sekä kontaktipintojen mallin epätarkkuus. (Abdel-Rahman & Hefzy. 1998. s. 286-290)

4.2.2 Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task

Tutkimuksessaan ”Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task” Piazza ja Delp esittelevät kehittämänsä dynaamisen polvinivelmallin, joka liitetään kokovartalomalliin. Malli sisältää nivelöinnin sekä sääri- ja reisiluun että sääriluun ja polvilumpion välillä. Lisäksi malli sallii useamman kontaktikohdan nivelissä. Mallia on käytetty keino nivelen liikkeiden tutkimiseen, mutta tekniikkaa voidaan soveltaa myös luonnollisen polven ja muiden nivelten mallintamiseen. Mallilla tutkitaan yksinkertaista portaalle nousua. (Piazza & Delp. 2001. s. 599)

Ihmisvartalo on mallinnettu kuusiosaisena. Portaalla oleva keino nivelen sisältävä oikea jalka on nivelöity nilkasta, polvesta ja lonkasta. Lisäksi siihen on mallinnettu polvilumpio. Toinen jalka on yhtä kappaletta lonkasta nivelöitynä. Yläruumis on myös yksi kappale. Kaikkiaan mallilla on 21 vapausastetta, joista muut paitsi polvinivelen kolme sääri- ja reisiluun välistä ja kolme sääriluun ja lumpion välistä ovat ajan funktioita. Polviniveleen liittyvät kuusi vapausastetta jäävät määräämättömiksi. Mallissa on 13 lihasta kuvaavaa voimaa sekä 7 jouta, jotka kuvaavat jänteitä. (Piazza & Delp. 2001. s. 599-600)

Polven keino nivelmallit on tuotu simulaatioon kaupallisesta CAD-ohjelmasta. Implantit ja niiden kiinnitys oletetaan jäykäksi ja niiden välinen kontakti kitkattomaksi. Liikkeen alkuarvot ja muut syötet, kuten polven kulma ja kulmanopeus, on saatu terveen henkilön suorituksesta mitatusta datasta. Lihasten toimintaa kuvaavien voimien arvot on mitattu EMG-tekniikalla ja määritelty ajan funktioina. (Piazza & Delp. 2001. s. 601-602)

Osa simulaation tuloksista vastaa hyvin kokeellisesti mitattua dataa, mutta osa ei. Piazza ja Delp arvioivat mallin olevan alirajoitettu, koska monet simulaation antamat tulokset ovat pienempiä kuin kokeellisesti saadut arvot. Myös oletus kitkattomasta kontaktista polvessa voi vaikuttaa tähän. Yläruumiin mallinnus yhtenä jäykkänä kappaleena on yksi vaikuttava tekijä, varsinkin maareaktivoimien tapauksessa. Osa mallin puutteista voitaisiin korjata korvaamalla terveen ihmisen liikkeistä määritetyt syötteet keino-nivelen omaavan yksilön syötteillä. Piazza ja Delp toteavat lopuksi, että heidän mallinsa soveltuu hyvin implantin liikkeiden tutkimiseen, mutta huonosti kontaktireaktioiden määrittämiseen. (Piazza & Delp. 2001. s. 602-605)

4.2.3 Development and validation of a 3-d model to predict knee joint loading during dynamic movement

McLean, Su ja van den Bogert esittelevät vuonna 2003 julkaistussa tutkimuksessaan ”Development and validation of a 3-d model to predict knee joint loading during dynamic movement” ihmisen alaraajasta tehdyn 3d-mallin, jolla pystytään ennustamaan polvinivelen kuormitusta liikkeessä. Malli on toteutettu niin, että sitä voidaan helposti skaalata henkilökohtaiseksi. Tutkimuksessa keskitytään monissa urheilulajeissa yleisen sivuaskeleen simuloimiseen ja erityistä huomiota kiinnitettiin etummaisesta ristisiteen vammojen syntymiseen. (McLean et al. 2003. s. 864)

Liikkeen simuloimiseen tarvittava data on kerätty liikkeenkaappaustekniikalla yhdeltä koehenkilöltä. Kohdetta kuvaava jäykistä kappaleista koostuva malli rakentuu viidestä luuston osasta: tukijalan jalkaterästä, telaluusta, sääriluusta, reisiluusta sekä lantiosta. Mallilla on 12 vapausastetta. Polvinivel on mallinnettu yksinkertaisena sarananivelenä. Malliin on lisätty lisäksi värähtelevät massat reisiin ja lantioon kuvaamaan jalan lihaksia ja muun vartalon massaa. Lantioon kiinnitetty massa kuvaa kaikkia mallintamattomia ruumiinosia, lukuun ottaen toinen jalka, ylävartalo, kädet ja pää. Luurankoon on kiinnitetty 16 lihasta olettaen, että lihaksen pituuden ja nivelten kulman olevan lineaarisesti riippuvaisia ja että lihasten momenttivarret pysyvät muuttumattomina.

Maakontaktia mallinnetaan 35 viskoelastisella elementillä, jotka kuvaavat kengän ja kudoksen yhteistä joustoa. (McLean et al. 2003. s. 865-867)

Optimoitu malli pystyi simuloimaan liikkeen varsin tarkasti. Suhteellisen suuria virheitä kokeellisesti määritettyyn dataan verrattuna havaittiin kuitenkin yläruumiin kallistumisessa, nilkan sivuttaiskiertymässä ja pystysuorassa maareaktiivoimassa. McLean, Su ja van den Bogert toteavat, että heidän mallissaan on puutteita ja että suurten yhdistettyjen kuormien vaikutusta etummaisen ristsiteen vammautumiseen on tutkittava lisää. Vaikka tutkiikin nimenomaan polviniveleen kohdistuvia rasituksia, on heidän mallinsa polviniveleen osalta varsin puutteellinen. Yksinkertainen sarana ei pysty polviniveleen liikkeen tarkkaan kuvaukseen. (McLean et al. 2003. 870-874)

4.2.4 Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics

Tutkimuksessaan ”Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics” Bei ja Fregly tarkastelevat ensiksi edellisen kymmenen vuoden aikana tehtyjä polviniveleen kolmiulotteisia malleja. Vain yksi mainituista kymmenestä mallista on dynaaminen ja siinä on mallinnettuna koko vartalo pelkän polven sijaan. Lisäksi polviniveleen kontakti on oletettu jäykäksi, jolloin kontaktipaineita ei voida määrittää. Suurin osa muista malleista on toteutettu joustavilla kontakteilla, mutta ne ovat kvasistaattisia ja siten eivät kykene määrittämään lihasvoimia ja kontaktipaineita samanaikaisesti dynaamisen simulaation aikana. (Bei & Fregly. 2004. s. 777-778)

Bei ja Freglyn mukaan ideaalinen polvinivelmalli yhdistäisi monikappaledynamiikkamallin, joka ennustaisi lihasvoimia, ja nivelruston pinnasta tehdyn joustavan kontaktimallin, joka ennustaisi kontaktipaineita. Bei ja Fregly esittelevät laskennallisesti tehokkaan nelivaiheisen metodin, jolla päästään lähemmäs tavoitteita. Lähestymistapa on modulaarinen, jolloin joustavan mallin vienti mihin tahansa monikappaledynamiikkaa simuloivaan ympäristöön on mahdollista. (Bei & Fregly. 2004. s. 778)

Metodin ensimmäinen vaihe on kontaktipintojen valmistelu. Toistuvat kontaktipintojen välisten etäisyyksien laskennat vievät runsaasti laskenta-aikaa. Huolellisella pintojen valmistelulla laskentaoperaatioiden määrää voidaan vähentää. Bei ja Fregly ovat käyttäneet NURBS -tekniikkaa (Non-Uniform Rational B-Spline) kontaktipintojen määrittelyyn. NURBS on kaarevien pintojen kuvaukseen käytetty tapa, jossa kaareva pinta jatkuu kontrollipisteiden ohi kulkematta niiden kautta. Kontrollisäikeiden (splines) määrä on minimoitu säilyttäen kuitenkin haluttu kontaktipintojen tarkkuus. (Bei & Fregly. 2004. s. 778-779)

Metodin toinen vaihe on tehokkaiden etäisyydenlaskentakeinojen kehittäminen. Laskentaoperaatioiden määrää pyritään vähentämään suorittamalla geometrian alustaminen esikäsitellyssä ennen varsinaisen simulaation alkua, laskemalla etäisyydet suoraan kontaktipinnasta toiseen käyttämättä niiden välistä tangenttitasoa, kopioimalla edelliset kontaktitulokset suoraan jos suhteellinen muutos kinematiikassa on pieni sekä käyttämällä edellistä tulosta alkuarvauksena senhetkisen ratkaisun etsintään. (Bei & Fregly. 2004. s. 779-781)

Metodin kolmas vaihe on tehokkaan, ihmisenivelen ainutlaatuiset ominaisuudet huomioon ottavan kontaktiratkaisijan käyttöönotto. Bei ja Fregly ovat päätyneet käyttämään elastic foundation -kontaktiteoriaa, jossa joustava kerros on liitetty jäykkään pohjaan. Tämä yksinkertaistettu mallinnustapa ei ota huomioon yhteen kohtaan lisätyn paineen vaikutusta muissa paikoissa, mutta nopeuttaa laskentaa ja helpottaa analyysia huomattavasti. (Bei & Fregly. 2004. s. 781-782)

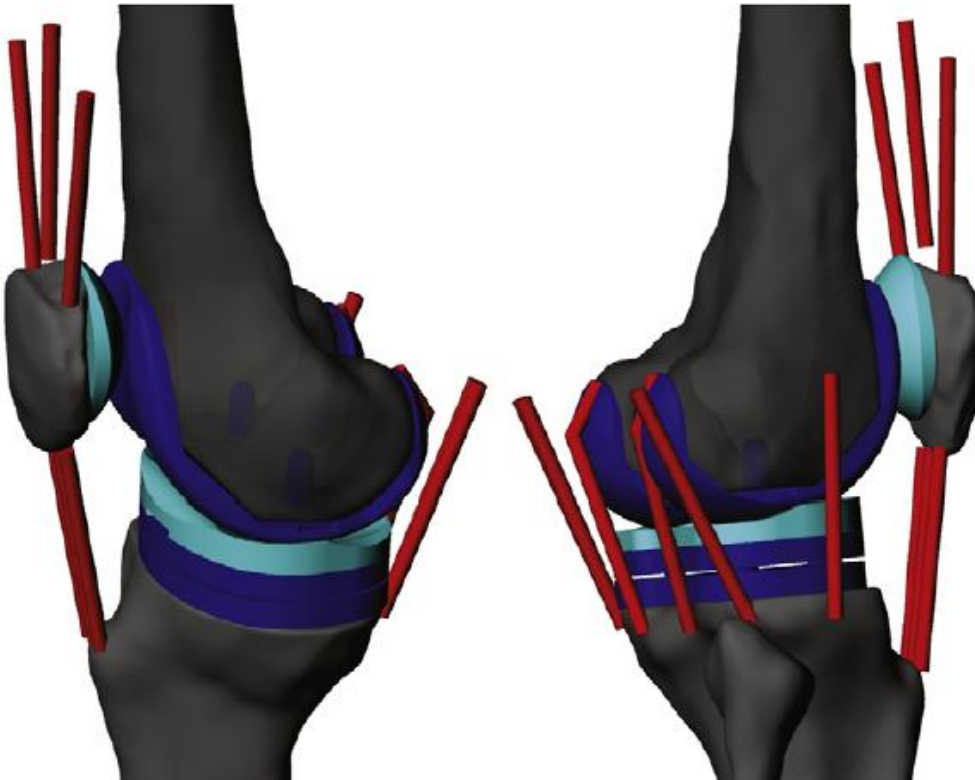
Metodin viimeinen vaihe on kehittää sovellusliittymä, joka mahdollistaa joustavan kontaktimallin käytön missä tahansa monikappalesimulaatioympäristössä. Bei ja Fregly ovat koonneet aliohjelmakirjaston (DLL), joka palauttaa halutut kontaktimallista lasketut arvot, kuten kontaktivoimat, -paineet ja -alueet sekä vääntövektorit. (Bei & Fregly. 2004. s. 782)

Bei ja Fregly esittelevät metodinsa toimintaa ja laskennallista tehokkuutta magneettikuvauksen ja tietokonetomografian avulla mallinnetun oikean polven staattisella sekä valmistajan CAD-datan mukaan tehdyn keinonivelmallin dynaamisella analyysillä. Mallissa on kuitenkin edelleen puutteita ja rajoituksia. Materiaalien on oletettu olevan isotrooppisia ja homogeenisia, mikä ei täysin vastaa aitoa polvea. Lisäksi nivelkierukkaa ei ole mallinnettu lainkaan. Huolimatta laskennan tehostamisen eteen tehdystä työstä, Bei ja Fregly mainitsevat useita tapoja, joilla sitä voitaisiin entisestään tehostaa. (Bei & Fregly. 2004. s. 782-789)

4.2.5 Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait

Lin et al. toteavat edeltäneiden kontaktivoimia laskeneiden muskuloskeletaalisten mallien käyttäneen kaksivaiheista laskentaa. Ensimmäisessä vaiheessa lihasvoimat on arvioitu mallissa ilman rustokontaktia käyttäen joko käänteistä tai suoraa dynamiikka. Toisessa vaiheessa arvioidut lihasvoimat on lisätty erilliseen rustokontaktimalliin. Näin on toimittu rustokontaktimallin laskennallisesta raskaudesta johtuen. (Lin et al. 2010. s. 945-946)

Lin et al. esittelevät erilaisen lähestymistavan, jossa lasketaan lihas- ja kontaktivoimat samanaikaisesti. Menetelmää esitellään keinonivelen mallilla. Malli sisältää tärkeimmät lihakset, luut sekä joustavan rustokontaktin. Mallissa on 12 vapausastetta. Joustavan rustokontaktin mallin pohjana on käytetty Bein ja Freglyn tekemää tutkimusta. Polvinivelimplantin geometria on saatu valmistajan CAD-malleista. Lin et al.:in tekemä malli näkyy kuvassa 6. (Lin et al. 2010. s. 946-947)



Kuva 6. Lin et al.:in kehittämä polvinivelmalli.

Rustokontaktin laskennallista raskautta helpotetaan ryhmän aikaisemmin kehittämällä nopealla sijaiskontaktimallinnustekniikalla, jonka kehittäminen on myös mahdollistanut lihas- ja kontaktivoimien yhtäaikaisen laskennan. Mallin laskennassa on käytetty staattista optimointia kahden kustannusfunktion avulla. Laskenta on suoritettu neljällä eri rajoiteasetuksella, minkä jälkeen tuloksia on vertailtu mitattuihin tuloksiin. Mallilla on tutkittu kävelyaskeleen aikana ilmeneviä voimia. (Lin et al. 2010. s. 946-947)

Tuloksista havaitaan, että lihasvoimat ovat herkempiä rajoitteiden ja sitä kautta optimointiongelman määrittelylle kuin kontaktivoimat. Lin et al. toteavat, että elektromyografia-mittausten käyttö lihasvoimien määrittelyssä parantaisi todennäköisesti sekä lihas- että kontaktivoimatulosten tarkkuutta. (Lin et al. 2010. s. 947-951)

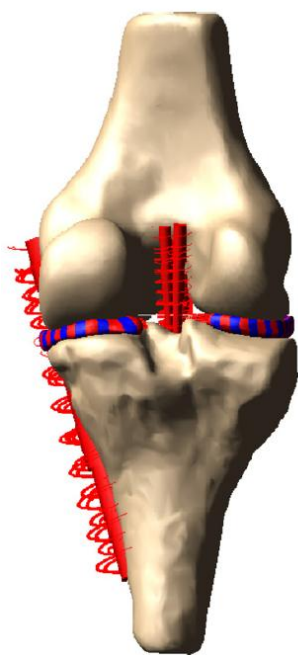
Lopuksi Lin et al. mainitsevat useita puutteita mallissaan. Vain yhden koehenkilön yhtä askelta tutkittiin. Suuremmalla otannalla tuloksia voitaisiin yleistää. Lisäksi koehenkilöllä oli polvessaan keinonivel, joten menetelmän tarkkuutta terveen polven tapauksessa on

vaikea arvioida. Työryhmä olettaa kuitenkin menetelmän soveltuvan hyvin myös terveen polven tutkimiseen. Kolmas puute on nivelsiteiden ja kontaktitikan puuttuminen. Merkittävin puute on työryhmän mukaan naapurinivelten puuttuminen, sillä seitsemän yhdestätoista mallinnetusta lihaksesta jatkuu nilkkaan tai lonkkaan saakka. (Lin et al. 2010. s. 947-951)

4.2.6 A Subject specific multibody model of the knee with menisci

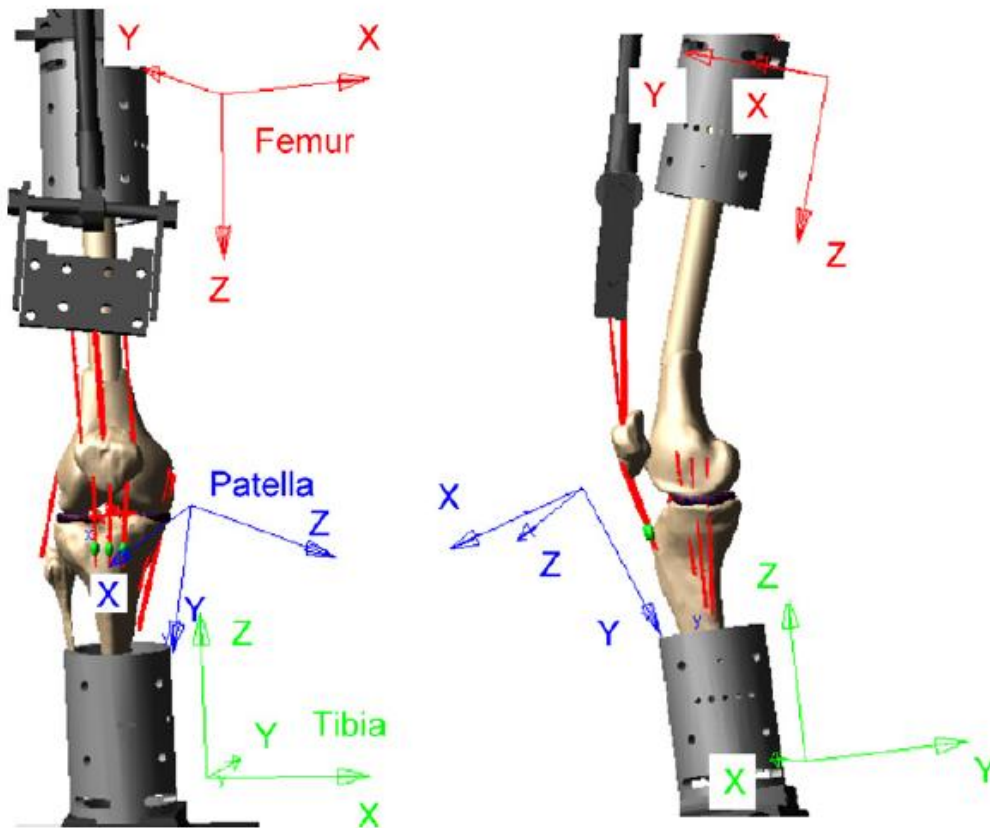
Guess et al. ovat tehneet polvinivelen monikappaledynamiikkamallin, joka sisältää nivelkierukat. Malli on tehty kohdekohtaiseksi ja voidaan liittää osaksi suurempaa monikappaledynamiikkamallia. Mallin mitat on saatu kadaaveripolvesta magneettikuvauksen avulla. Samasta polvesta on tehty sekä elementti- että monikappaledynamiikkamallit sekä nivelkierukoiden kera että ilman niitä. (Guess, TM et al. 2010. s.1)

Malli sisältää sääri- ja reisiluut, polvilumpion, nivelruston, nivelkierukat sekä tärkeimmät nivelsiteet ja jänteet. Nivelsiteet ja jänteet on mallinnettu epälineaarisina jousina. Nivelkierukat on kiinnitetty malliin vaimennetuilla jousilla. Malli näkyy kuvassa 7. (Guess, TM et al. 2010. s. 2-6)



Kuva 7. Guess et al.:in tekemä polven monikappalemalli. Nivelkierukat näkyvät kuvassa raidallisina.

Mallin toimivuuden ja tarkkuuden varmistamiseksi on ajettu askelsimulaatiot sekä kadaaveripolvella että simulaatiomallilla. Kadaaveripolven askelsimulaatio on toteutettu hydraulisella simulaattorilla. Simulaattorin malli on lisätty myös monikappalemalliin. Lisäksi mallia on verrattu elementtimenetelmällä tehtyyn malliin ja nivelkierukoiden sisällyttämisen vaikutusta on tutkittu. Simulaattorin mallin sisältävä polven monikappalemalli näkyy kuvassa 8. (Guess, TM et al. 2010. s. 2-6)



Kuva 8. Guess et al.:in polven monikappalemalli yhdistettynä simulaattorin malliin.

Monikappalemallin ja kadaaveripolven simulaatioaskeleen sääri- ja reisiluun välinen ja reisiluun ja lumpion välinen liike sekä nelipäisen reisilihaksen voima vastaavat toisiaan hyvin tarkasti. Guess et al. uskovat täten kontaktivoimienkin olevan varsin tarkkoja, mutta sen varmistaminen on jatkotutkimuksen kohde. Nivelkierukoiden lisäämisen on havaittu lisäävän hiukan kinematiikan tarkkuutta, mutta tuovan suuren parannuksen reisi- ja sääriluun välisen voiman jakautumiseen. (Guess, TM et al. 2010. s. 7-10)

Tässäkin mallissa on kuitenkin rajoituksensa. Käytetty askelsykli on muunneltu standardista ja syklin pituus on 10 sekuntia normaalin 1 sekunnin sijaan. Lisäksi nivelkierukat aikaansaavat vain sekundaarisen rajoitteen. (Guess, TM et al. 2010. s. 10)

5 YHTEENVETO

Polvinivel on ihmisen suurin ja monimutkaisin nivel ja se on herkkä vahingoittumaan. Polvinivelen dynaamisten rasitusten tuntemisesta olisi paljon hyötyä. Nivelen mallinnus ja simulointi on lupaava keino rasitusten tutkimiseen. Tähän mennessä käytetyimmät mallinnusmenetelmät ovat elementtimenetelmä ja monikappaledynamiikka. Elementtimenetelmällä on mahdollista tehdä hyvin yksityiskohtaisia tutkimuksia polven sisäisestä rakenteesta, mutta menetelmän kvasistaattisuus on sen heikkous. Elementtimenetelmällä on tutkittu jopa nivelruston ja meniskien sisäisen rakenteen vaikutusta. Monikappaledynamiikalla polven dynaaminen simulointi onnistuu, mutta tarkka simulointi on laskennallisesti raskasta varsinkin, kun malliin liitetään joustavia pehmytkudosmalleja kuten nivelrustot ja -kierukat. Laskentatehon lisääntyessä ja mallinnustekniikoiden kehittyessä monikappaledynamiikalla voidaan päästä erittäin hyviin tuloksiin polvinivelen dynaamisessa simuloinnissa.

LÄHDELUETTELO

Abdel-Rahman, Eihab Muhammed & Hefzy, Mohamed Samir. 1998. Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading. *Medical Engineering & Physics*, 20: s. 276-290. ISSN 1350-4533

Al Nazer, Rami. 2008. Flexible Multibody Simulation Approach in the Dynamic Analysis of Bone Strains during Physical Activity. Väitöskirja. Lappeenrannan teknillinen yliopisto. Konetekniikan osasto. Lappeenranta. 136 s.

Arokoski J. 2009. Nivelrikon Syyt. *Niveltieto* 2/2009. s. 6-7. ISSN: 1459-2568

Bei, Yanhong & Fregly, Benjamin J. 2004. Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics. *Medical Engineering & Physics*, 26: s. 777-789. ISSN: 1350-4533

Besier, Thor F. et al. 2005. A Modeling framework to Estimate Patellofemoral Joint cartilage Stress In Vivo. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 37: s. 1924-1930. ISSN: 0195-9131

Bickford, William B. 1990. A first course in the finite element method. Homewood, Illinois: Richard D. Irving, Inc. 649 s. ISBN 0-256-07973-0

Cook, Robert D. 1995. Finite element modeling for Stress analysis. New York: John Wiley & Sons, Inc. 320 s. ISBN 0-471-10774-3

Godest, A.C. et al. 2002. Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 35: s. 267-275. ISSN: 0021-9290.

Guess, TM et al. 2010. A Subject specific multibody model of the knee with menisci. Medical Engineering & Physics. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.020

Kohrt WM et al. 2004. American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. Med Sci Sports Exerc, 36: s. 1985-1996.

Komistek, Richard D. 2005. Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. Journal of Biomechanics, 38: s. 215-228. ISSN: 0021-9290.

Lin, Yi-Chung et al. 2010. Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait. Journal of Biomechanics. 43: s. 945-952. ISSN 0021-9290.

McLean, S.G. et al. 2003. Development and validation of a 3-d model to predict knee joint loading during dynamic movement. Journal of Biomechanical Engineering, 125: s. 864-874. ISSN 0148-0731.

Nienstedt, Walter et al. 1993. Ihmisen fysiologia ja anatomia. Yhdeksäs painos. Porvoo: WSOY:n Graafiset laitokset. 635 s. ISBN 951-0-16801

Piazza, Stephen J. & Delp, Scott L. 2001. Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task. Journal of Biomechanical Engineering, 123: s. 599-606. ISSN 0148-0731.

Samson, David J. et al. 2007. Treatment of Primary and Secondary Osteoarthritis of the Knee. Evidence Report/Technology Assessment No. 157. (Prepared by Blue Cross and Blue Shield Association Technology Evaluation Center Evidencebased Practice Center under Contract No. 290-02-0026). AHRQ Publication No. 07-E012. Rockville, MD: Agency for Healthcare Research and Quality.

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

Shabana, Ahmed A. 2001. Computational Dynamics. Second edition. New York: John Wiley & Sons, Inc. 503 s. ISBN 0-471-37144-0.

Shirazi, R. et al. 2008. Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. Journal of Biomechanics. 41: s. 3340-3348. ISSN: 0021-9290.

Wawro, Martin & Fathi-Torbaghan, Madjid. 2004. A Paraller Framework for the FE-Based Simulation of Knee Joint Motion. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 51: s. 1490-1494. ISSN: 0018-9294.

Yao, J. et al. 2007. Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee mechanics. Journal of Biomechanics. 41: s. 390-398. ISSN: 0021-9290