

LAPPEENRANNAN TEKNILLINEN YLIOPISTO

Teknillinen tiedekunta

Konetekniikan koulutusohjelma

BK10A0400 Kandidaatintyö ja seminaari

KONTAKTIMALLIT IHMISEN POLVINIVELEN MALLINNUKSESSA
CONTACT MODELS FOR HUMAN KNEE JOINT MODELING

Lappeenrannassa 14.12.2011

Joona Lehtoranta

0334623

SISÄLLYSLUETTELO

SYMBOLILUETTELO

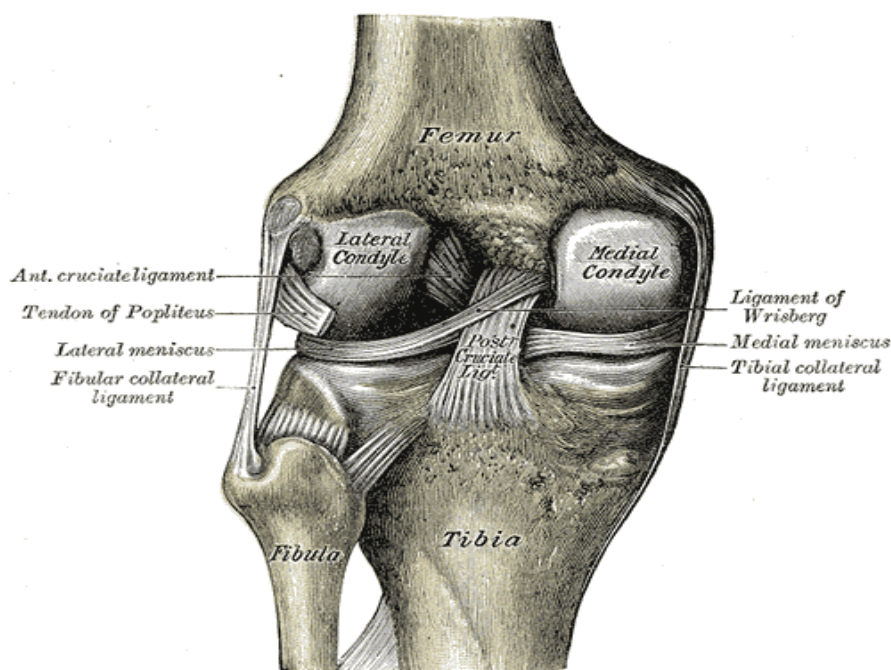
1	JOHDANTO.....	1
2	IHMISEN POLVINIVEL.....	3
	2.1 Polvinivelen anatomia.....	4
	2.2 Polven nivelrikko.....	6
	2.3 Polvinivelen dynamiikka.....	7
	2.4 Polvinivelen mallinnus ja simulointi.....	9
3	KONTAKTIMALLIT.....	10
	3.1 Kelvin-Voigt-kontaktimalli.....	12
	3.2 Hertz-kontaktimalli.....	12
	3.3 Hunt-Crossley-kontaktimalli.....	15
	3.4 Lankarani-Nikravesh-kontaktimalli.....	16
	3.5 Flores-kontaktimalli.....	18
	3.6 Kimmoisan alustan menetelmä.....	19
	3.7 Elementtimenetelmä.....	21
	3.8 Korvausmenetelmä.....	22
	3.8 Esimerkki kontaktimalleista monikappaledynamiikassa.....	26
4	KONTAKTIMALLIEN KÄYTTÖ POLVINIVELEN MALLINNUKSESSA.....	29
5	KONTAKTIMALLIEN VERTAILU.....	36
6	JOHTOPÄÄTÖKSET.....	38
7	YHTEENVETO.....	39
	LÄHTEET.....	41
	LIITTEET	

SYMBOLILUETTELO

A	Pinta-ala [mm^2]
c_r	Palautumiskerroin
D	Vaimennuskerroin
E_k	Kimmomoduuli [MPa]
F	Kontaktivoima [N]
K	Jäykkyys [MPa]
m	Massa [kg]
p	Paine [MPa]
R	Säde [mm]
v	Nopeus [m/s]
ν_k	Poissonin vakio
ΔT	Energiahäviö [J]
δ	Muodonmuutos [mm]
δ_m	Suhteellinen muodonmuutosnopeus [mm/s]
μ	Hystereesi-vaimennuskerroin

1 JOHDANTO

Tämän kandidaatintyön tarkoituksena on määrittää kontaktimallit, joita voidaan käyttää polvinivelen mallinnuksessa. Työ tehdään Lappeenrannan teknillisen yliopiston konetekniikan osastolle ja työ tukee konetekniikan osaston tutkimusta polven nivelrikosta. Ihmisen polvinivel on esitetty kuvassa 1. Tutkimus on edelleen ajankohtainen, sillä polven nivelrikon muodostumisen syitä ei ole voitu vielä tarkkaan määrittellä. Nivelrikon hoitoon ei myöskään ole suoraa hoitotoimenpidettä. Nivelrikko on yleisin nivelsairaus ja jo lähes joka viides yli 65-vuotias nainen sairastaa polven nivelrikkoa. (Kaufman et al. 2001, s. 907-911)



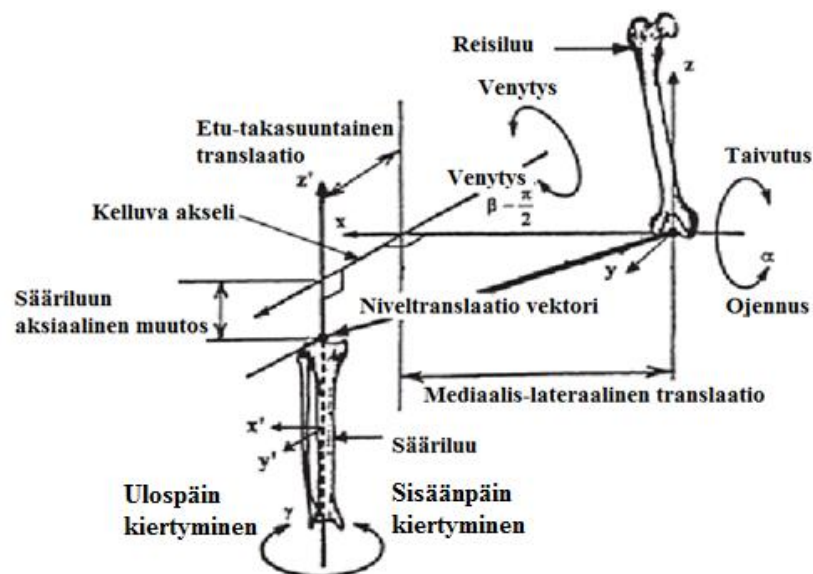
Kuva 1. Ihmisen polvinivel (Gray 1918, s. 348).

Mekaaniset rasitukset polvinivelessä tai äkilliset suuret kuormitukset voivat aiheuttaa nivelrikon synnyn. Polvinivelen kontaktimalleja käytetään kontaktiarvojen määrittämisessä. Niillä voidaan määrittää esimerkiksi liikuntaharjoitteissa muodostuvia kontaktialoja, -jännityksiä ja -voimia polvinivelen nivelien välillä ja nivelrustojen välillä. Työssä keskitytään joustaviin kontaktimalleihin, joiden hyötyjä, haittoja ja soveltuvuutta

tutkitaan käytettäväksi MSC Adams -ohjelmassa. Ensiksi työssä esitellään polvinivelen anatomiaa ja dynamiikkaa. Vasta polvinivelen anatomian ja dynamiikan tuntemisen jälkeen voidaan valita polvinivelen mallinnukseen soveltuvat kontaktimallit. Etenkin sääri- ja reisiluun välisen elastisen kontaktin ymmärtäminen on hyvin tärkeää, koska nivelrikko alkaa luun pinnalla olevan ruston heikentymisestä. Työssä käytetään systemaattista kirjallisuuskatsausta soveltuvien kontaktimallien määrittämiseen. (Arokoski 2009, s.6-7.)

2 IHMISEN POLVINIVEL

Sääri- ja reisiluun välisen kinematiikan koordinaattisysteemi on esitetty kuvassa 2. Polvinivel on ihmisen suurin ja monimutkaisin nivel (Nienstedt et al .2006, s.131). Sen päätehtäviin kuuluu ihmisen liikkumisen mahdollistaminen ja staattinen tasapainottaminen. Polvinivel altistuu suurille kuormille ja on herkkä vahingoittumaan etenkin urheilusuorituksissa. Kun polvinivel altistuu äkillisesti suurille kuormille, on nivelrikon muodostumisen vaara suuri. Polven mekaniikan ja kontaktien määrittämiseen tarvitaan tietoa polven liikeradoista, geometriasta ja materiaaliominaisuuksista. Kontaktianalyysit biomekaanisissa organismeissa ovat haastavia, koska kontaktipintojen geometriat ovat monimutkaisia ja kontaktimateriaalien käyttäytyminen epälineaarista. Polven liikerataa voidaan pitää monimutkaisena, vaikka pääsääntöisesti polvi toimii saranana, joka taipuu ja ojentuu. Taivutus ja ojennus on esitetty kuvassa 2. Polvi taipuu 135 astetta ja ojentuu nollaan asteeseen. Polven kiertoliike on mahdollinen polvea ojentaessa, kun kosketuspinnat ovat pienet ja nivel on liikuteltavissa. (Abdel-Rahman & Hefzy 1998, s. 276.)



Kuva 2. Polvinivelen kinematiikkaa esittävä koordinaattisysteemi (Abdel-Rahman & Hefzy 1998, s. 278).

2.1 Polvinivelen anatomia

Polvinivel sijaitsee reisiluun ja sääriluun välissä. Se voidaan jakaa kolmeen eri niveleen: reisi- ja sääriluun väliseen, reisiluun ja polvilumpion väliseen ja sääri- ja pohjeluun väliseen niveleen. Reisi-sääriluunivel muodostuu molempien luiden nivelnastojen välille, reisiluun-polviumpinivel reisiluussa olevan telan ja polvilumpion välille ja sääri-pohjeluunivel sääri- ja pohjeluiden ylä- ja alapäihin. Ihmisen polvinivel muodostuu polvilumpiosta, lumpiojätteestä, nivelkierukoista, nivelsiteistä, nivelrustosta, nivelnastoista ja niitä ympäröivistä luista ja lihaksista. Polviniveltä ympäröi nivelpussi. Reisiluun ja sääriluun yhteensopivuuden mahdollistavat nivelkierukat ja nivelnastat, jotka ovat nivelruston peittämiä. Kun polvi on ojennettuna, luut sopivat parhaiten yhteen. (Nienstedt et al. 2006, s.131-132.)

Polvilumpio on ihmisen suurin jänneluu ja se on muusta luustosta irrallinen. Se sijaitsee nelipäisen reisilihaksen jänteen sisällä ja yhdistää reisilihaksen jänteet reisiluuhun ja kiinnittyy lumpiojanteen avulla sääriluuhun. Lumpiojänne pitää polvilumpion paikallaan suhteessa reisi- ja sääriluuhun. Polvea koukistaessa ja ojentaessa polvilumpio liikkuu pitkin reisiluun alaosaan ja auttaa ohjaamaan reisilihaksen supistuksen aiheuttamaa voimaa oikeaan suuntaan. (Nienstedt et al. 2006, s. 129.)

Nivelkierukat sijaitsevat sääriluun nivelpinnan reunoilla ja parantavat reisiluun ja sääriluun yhteensopivuutta. Polvinivelessä on kaksi nivelkierukkaa: sisempi ja ulompi. Nivelkierukat mahdollistavat rajoitetun kiertoliikkeen polven ollessa koukistuneena ja ne voivat liikkua ja muuttaa muotoa polvea liikuttaessa. Nivelkierukan kudokset koostuvat enimmäkseen vedestä ja ensimmäisen tyypin kollageeneista. Kollageenit ovat ihmisen tärkeimpiä rakennusaineita ja niitä voidaan verrata esimerkiksi teräkseen konstruktio- ja rakennustekniikassa. Nivelkierukoiden liitos sääriluuhun muodostuu liitossiteellä ja liitossiteen säikeet kiinnittyvät sääriluuhun kalsifikoitujen ja ei-kalsifikoitujen syyrustojen avulla. Tämä on ominainen liitos ihmiskehossa kovasta pehmeään kudokseen ja se estää kahden biomekaanisesti erilaisen kudoksen vaurioitumisen ja toimintahäiriön. (Messner & Gao 1998, s. 161-165.)

Nivelkierukoiden tärkein ominaisuus on kuormitusten siirtäminen ja sääriluun jännitysten vähentäminen. Nivelkierukat myös suojaavat syyrustoa kuormituksilta, absorboivat iskuja

ja vakauttavat ja voitelevat niveltä. Nivelkierukalla on viskoelastisen materiaalin ominaisuudet kuten muillakin pehmeillä nivelkudoksilla. Kun nivelkierukka on altistettu puristukselle, yksiaksaaliselle jännitykselle tai leikkausvoimalle, on todettu, että nivelkierukan kudoksen materiaaliominaisuudet ovat anisotrooppisia ja epähomogeenisia. Nivelkierukan kudoksen ominaisuudet muuttuvat tarkasteltaessa eri suunnasta ja eri kohdista, mikä tekee nivelkierukan toiminnan ja ominaisuuksien mallintamisesta vaikeaa. Puristusvoimakokeessa ulompi nivelkierukka kantoi 70 % kuormasta ja sisempi 30 %. 1471 newtonin puristusvoimalla nivelkierukat peittivät 59 - 71 % nivelen kontaktipinnasta. Kokeesta havaittiin myös, että nivelkierukoiden poiston jälkeen nivelen kontaktipinta pieneni keskimäärin 75 % ja lokaalit kontaktijännitykset kasvoivat keskimäärin 235 %. Iskujen absorptiokyky heikkeni myös 20 %. (Messner & Gao 1998, s. 161-165.)

Nivelsiteitä polvinivelessä ovat sivusiteet ja ristositeet. Sivusiteet sijaitsevat polven sisä- ja ulkosivulla ja koostuvat kollageenisista säikeistä. Ne käyttäytyvät kuten viskoelastinen materiaali. Sisempi sivuside koostuu kahdesta kerrostumasta. Syvempi kerrostuma muodostuu sisemmän reisiluun nivelnastan ja sääriluun välille. Päällimmäisempi kerrostuma muodostuu samalla tavalla, mutta se ulottuu kuudesta kymmeneen senttiin alemmaksi sääriluuhun. Ulompi sivuside alkaa ulommasta nivelnastasta ja kiinnittyy pohjeluun päähän. Sivusiteiden liittyminen luihin tapahtuu myös kalsifikoitujen ja eikalsifikoitujen syyrustojen avulla. (Wiesel et al. 2007, s. 454-457.)

Sivusiteiden päätehtävä on estää polven sivuttaisliike polven ollessa ojennettuna. Sisemmän sivusiteen takimmaisat säikeet ovat eniten jännittyneinä polven ollessa ojennettuna ja vähiten polven ollessa täysin taivutettuna. Sisempi sivuside on ensisijainen rajoite polven sisäänpäin kiertymiselle ja ulompi sivuside rajoite ulospäin kiertymiselle kuten kuvassa 2. Sääriluun sisäänpäin kääntyminen altistaa sisemmän sivusiteen huomattaville jännityksille. Ulompi sivuside ei altistu merkittäville jännityksille sääriluun kääntyessä sisään tai ulospäin. Nelipäisen reisilihaksen kuormitukset polven ollessa taivutettuna yli 90 astetta aiheuttavat sääriluun ulospäin kiertymistä ja siten sisemmälle sivusiteelle jännityksiä. Sisempää sivusidettä on tutkittu huomattavasti enemmän kuin ulompaa sivusidettä, koska se on herkempi vahingoittumaan. (Harfe et al. 1998, s. 164-169.)

Polvinivelen ristositeet määrittelevät sääriluun liikkeen suhteessa reisiluuhun. Ne koostuvat suurimmaksi osaksi ensimmäisen tyypin kollageeneistä sidekudoksen ympäröimänä. Ne kulkevat ristiin reisiluusta sääriluuhun. Etummainen ristoside on kiinni ulommassa nivelnastassa ja sääriluun etuosassa. Etummainen ristoside on ensisijainen rajoite sääriluun luisumiselle eteenpäin ja toissijainen rajoite polven sisäänpäin kiertymiselle. (Zantop 2005, s. 20-21.) Takimmainen ristoside on kiinni sisemmässä nivelnastassa ja sääriluun takaosassa. Toinen ristositeistä on aina jännittyneenä. Takimmainen ristoside rajoittaa sääriluun luisumista taaksepäin ja on toissijainen rajoite sääriluun ulospäin kiertymiselle. Takimmaisen ristositeen vetolujuus on 1620 Newtonia ja se on suurin ja vahvin nivelside polvessa. (Bowman et al. 2009, s. 125-129.)

2.2 Polven nivelrikko

Simulaatiomalleilla voidaan auttaa nivelrikon tutkimista. Tutkimus on ajankohtainen, koska nivelrikon synnyn perimmäistä syytä ei vielä tiedetä ja varsinaista hoitokeinoa sille ei ole olemassa. Kirurgiset hoitotoimenpiteet ovat osteotomia, osittainen tekonivelleikkaus ja koko polven tekonivelleikkaus. Nivelrikko on yleisin nivelsairaus ja tutkimuksien mukaan 9 % yli 65- vuotiaista miehistä ja 18% yli 65-vuotiaista naisista sairastaa polven nivelrikkoa. Nivelrikko aiheuttaa kipua, kankeutta ja rajoituksia polvinivelen liikkeille. Se saa aikaan muutoksia nivelrustossa, luustossa, nivelkalvossa ja ympäröivissä lihaksissa. Nivelrikko voi johtua systeemisistä tekijöistä kuten iästä, sukupuolesta, rodusta ja perimästä tai biomekaanisista tekijöistä esimerkiksi nivelen epämuodostumisista, liikunnan puutteesta, lihasvoimien epätasapainosta, ylipainosta ja nivelvammoista. Nivelrikossa rustoa biokemiallisia hävittäviä tekijöitä on enemmän kuin rustoa uusivia tekijöitä, jolloin rusto heikkenee. (Arokoski 2009, s.6-7.) Kipu ilmenee vasta ruston selvästi vaurioituessa, koska rustossa ei ole hermopäätteitä. Nivelrikkopotilailla polvinivelen liikelaajuus sagittaalitasossa kävellessä on pienempi kuin terveillä, joka johtuu kivun lievittämisestä ojennusmomenttia vähentämällä. Ojennusmomentin vähentäminen johtaa suurempiin kontaktialoihin ja pienempiin kontaktijännityksiin. Kaufman et al. (2001) huomasivat kuitenkin, että nivelrikkoisilla naisilla maksimaalinen koukistuskulma ja ojennusmomentti olivat suurempia kuin miehillä. Tämä voi osittain selittää nivelrikon yleisempää esiintyvyyttä naisilla. (Kaufman et al. 2001, s. 907-911.)

Nivelrikon alkuvaiheita on mahdollista tutkia eläinkokeilla. Mutta liiallinen elävien organismien tutkinta ja kokeellistaminen aiheuttaa eettisiä kysymyksiä. Koska nivelrikon alkuvaihetta on haastava havaita, on kipuvaiheessa nivelrikko edennyt jo vaarallisen pitkälle. Nivelruston biokemiallisella tutkimisella voitaisiin selvittää nivelrikon alkua jo ennen kipuvaihetta. Selvittämällä kuitenkin yleisin ikä nivelrikon oireiden alkamiseen voitaisiin suositella ihmisille perustarkistusta tässä iässä. Perustarkistuksessa tutkittaisiin onko rustossa alkanut muutoksia. Jos havaitaan nivelrikolle ominaisia muutoksia polvinivelessä, voidaan lääkkeiden ohella esimerkiksi tukea polviniveltä niin, että kontaktijännitykset olisivat pienempiä. Tämä hidastaa rustossa tapahtuvia biokemiallisia muutoksia ja nivelrikon etenemistä. (Arokoski 2009, s.6-7.)

2.3 Polvinivelen dynamiikka

Dynaamiset kuormitukset ovat merkittäviä tekijöitä nivelrikon synnyssä. Polvinivelen dynamiikan tuntemista voidaan käyttää apuna polvinivelen mallinnuksessa, keinonivelten valmistamisessa ja lääketieteellisissä ongelmissa. Dynamiikka jaetaan kinematiikkaan ja kinetiikkaan. Kinematiikka käsittelee polvinivelen liikeparametreja ilman yhteyttä voimiin ja momentteihin. Polvinivelen kinematiikkaa varten tarkkaa tietoa geometriasta ja liikeradoista saadaan nykyään esimerkiksi magneettikuvilla tai fluoroskooppisilla kuvilla. Kinetiikka yhdistää nämä liikeparametrit voimaehtoihin. Kineettiseen analyysiin otetaan polvinivelessä huomioon lihasten ja nivelten aiheuttamat voimat ja kontaktipintojen kontaktivoimat. (Komistek 2005, s. 216.)

Polvinivelen dynamiikkaa voidaan tutkia esimerkiksi in vivo -menetelmin eli elävää organismia tutkimalla. Käytetyimmät in vivo -menetelmät ovat telemetria ja matemaattinen mallinnus. Telemetrialla saadaan tarkkaa tietoa kontaktivoimista ja nivelen momenteista, mutta sen käyttö on haastavaa. Mittalaitteet tulee asettaa implantteihin tai proteeseihin ja telemetrialla saatavat näytämäärät ovat pieniä suhteessa kustannuksiin. Telemetriassa koehenkilöön asetetut mittalaitteet lähettävät tietoa langattomasti päätelaitteeseen, josta nähdään tulokset. Telemetrian käyttö polvinivelen momenttien ja kontaktivoimien määrittämisessä on kuitenkin hyvin harvinaista. (Komistek 2005, s. 216.)

Taylor et al. (1998) tutkivat telemetrialla polvinivelessä vaikuttavia voimia koehenkilöön asetetun reisiluuproteesin avulla. Reisiluuproteesi koostui intramedullaarisesta varresta, akseliosuudesta, ontosta osiosta ja kiertyvästä saranakomponentista. Varteen oli asetettu jännityksen mittausslaitteet ja sen avulla laskettiin voimat polvinivelessä. Kävelyn aikana koehenkilölle muodostui 2,2-2,5 kertaiset ruumiinpainon aiheuttamat voimat eli BW:t. Leikkausvoima, joka vaikutti suoraan säären etuosaan, oli 0,4-0,5 BW. Suurin aksiaalinen momentti oli 7 Nm ja polvilumpion ja reisiluun väliseen niveleen vaikuttava voima oli 0,69-0,83 BW. Suurin aksiaalinen voima syntyi portaissa kuljettaessa ja se oli 2,8 BW. (Taylor et al.1998, s. 428-437.)

Matemaattiset mallit jaetaan fenomenologisiin ja anatomisiin malleihin. Fenomenologiset mallit ovat yleispiirteisiä malleja, jotka eivät ota huomioon tarkkoja rakenteellisia ominaisuuksia. Anatomiset mallit ottavat huomioon geometrian ja materiaaliominaisuudet tarkasti. Landinez-Parra et al. (2011) tutkivat polven nivelrustoon aiheutuvaa vahinkoa fenomenologisen mallin avulla, jolla saadaan osviittaa nivelrikon synnystä. Kudoksen kestävyttä polvinivelessä verrattiin sykliseen kuormitukseen eri kuormitustilanteissa, kun nivelkierukka on paikoillaan tai poistettu. Nivelkierukan poiston jälkeen luut altistuivat selvästi suuremmille jännityksille. Tutkimuksen tulosten pohjalta huomattiin, että ylikuormitukset aiheuttivat enemmän kudosaaurioita kuin jatkuvat sykliset kuormitukset. Matemaattinen malli on kuitenkin hyvin yksinkertaistettu ja siinä on jätetty ottamatta huomioon monia tekijöitä kuten tarkkaa geometriaa. (Landinez-Parra et al. 2011, s. 3-11.)

Anatomiset mallit jaetaan kinemaattisiin ja kineettisiin. Kineettiset mallit voidaan jakaa vielä kvasistaattisiin ja dynaamisiin. Kvasistaattinen malli määrittää polvinivelen voimat ja liikeparametrit ratkaisemalla tasapainoyhtälöt polvinivelen eri asennoissa, mutta ei ota huomioon sisäisiä dynaamisia kuormituksia. Dynaaminen malli koostuu differentiaalisista liikeyhtälöistä. Suurin osa dynaamisista malleista on kaksiulotteisia ja sagittaalitasossa. (Abdel-Rahman 1998, s. 277.) Polvinivelen matemaattinen mallintaminen on hyvin työlästä. Polvinivelessä tapahtuvien voimien ja momenttien muodostamiseen liittyy suuri määrä lihaksia, niveliä ja kontakteja. Haastavaa siitä tekee myös monimutkaiset liikeradat ja koko järjestelmän mallintaminen vaatii huomattavan määrän liikeyhtälöitä. (Komistek 2005, s. 217.)

2.4 Polvinivelen mallinnus ja simulointi

Polviniveltä voi mallintaa elementti- tai monikappalemenetelmin. Elementtimenetelmät ovat hyvin tarkkoja mittaamaan järjestelmän jännityksiä ja muodonmuutoksia. Tarkka mallintaminen elementtimenetelmällä vaatii kuitenkin tarkat tiedot geometrioista ja materiaaliominaisuuksista. Geometria elementtimenetelmää varten voidaan ottaa magneettikuvauksella. Monikappalemenetelmät ovat yksinkertaisempia ja niitä käytetään tapauksissa, joissa kokonaisliike ja monimutkaiset vuorovaikutukset kappaleiden välillä vaativat määrittämistä. Monikappalemenetelmää on hyvä käyttää esimerkiksi polvinivelen dynamiikan määrittämisessä kävelyn aikana. (Machado et al. 2010, s. 459-460.)

Polvinivelen simuloinnilla voidaan määrittää esimerkiksi kävelyssä polviniveleen aiheutuvia voimia. Lappeenrannan teknillisen yliopiston polviniveltutkimuksissa käytetään MSC Adams -ohjelmiston simulaatiomallia ja LifeMOD-lisäosaa. Valmiilla simulointimallilla eli virtuaalisilla prototyypeillä voidaan säästää aikaa ja rahaa suunnitteluprojektissa. Tätä varten on valmistettu Adams-ohjelmistoon biomekaniikkaa mallintava lisäosa LifeMOD/BodySIM. Tällä lisäosalla saadaan valmis malli ihmisen ruumiista virtuaalista simulointia varten ja voidaan tutkia ihmisruumiin liikkeitä, jonka perusteella on mahdollista kehittää tuotteita ihmisiin tai ihmisiä varten. LifeMOD/BodySIM mallissa ihminen kuvataan mekaanisena systeeminä. Ihminen koostuu jäykistä kappaleista, nivelistä, voimista ja ohjaimista. Esimerkiksi lihakset mallinnetaan kahden pisteen, jotka ovat kiinni luussa, välisinä elementteinä. Osa lihaksista on passiivisia ja osa aktiivisia. Aktiiviset lihakset supistuvat halutun määrän, jolloin ne saavat aikaan liikkeitä. Jokaisella lihaksella on kuitenkin jousi- ja vaimennusarvot erikseen. Ohjaus toteutetaan esimerkiksi supistumiselementin avulla, jonka tiedot on saatu liiketunnistimien avulla. (Nazer 2008, s. 64.)

3 KONTAKTIMALLIT

Kontaktipintojen käyttäytymistä on hyödyllistä tutkia polvinivelessä, koska tiedetään, että mekaaniset rasitukset polven kontaktipinnoilla voivat aiheuttaa nivelsairauksia. Ihmisen polvinivel on monimutkainen evoluution tulos ja suuret kontaktivoimat kontaktipinnoissa voivat aiheuttaa biomekaanisia tai biokemiallisia toimintahäiriöitä. Tällaisia toimintahäiriöitä voivat aiheuttaa muun muassa vammat ja muodonmuutokset polvinivelessä. Kontaktipintoja polvinivelessä on useampia, mutta tärkeimmät ovat sääri- ja reisiluun väliset kontaktit nivelnastojen ja –kierukoiden välillä. Vuorovaikutus pintojen välillä voidaan mallintaa kahdella eri tavalla, joko muotoaan muuttavana tai jäykkänä. Tässä työssä tutkitaan vain elastisia kontaktimalleja, koska jokaisessa polvinivelen kontaktissa ainakin toinen osapuoli käyttäytyy elastisesti. Yksinkertaisimmat elastiset kontaktivoiman kaavat käyttävät Hooken lakia, joka määrittää lineaarisen kontaktivoiman yhtälössä 1. Monet kontaktimallit soveltavat Hooken lakia. (Flores 2011, s. 59.)

$$\vec{F}_N = K\vec{\delta} \quad (1)$$

Yhtälössä 1 \vec{F}_N kuvaa lineaarista kontaktivoimaa, K jousenjäykkyyttä ja $\vec{\delta}$ suhteellista deformaatiota kontaktikappaleiden välillä (Flores 2011, s. 59).

Yksi merkittävimmistä kontaktimekaniikan teoksista on Hertzin teos vuodelta 1881. Hertz määrittä kahden kaarevan elastisen kappaleen kontaktikäyttämisen. Hertzin teoriaa käytetään ja sovelletaan vieläkin monissa tutkimuksissa ja se on motivoinut monia tutkijoita edistämään kontaktimekaniikan tutkimusta. (Hertz 1881, s. 156.) Myöhemmin Johnson et al. ottivat huomioon teorioissaan adhesiiviset voimat (Johnson et al. 1971, s. 301). Adhesiivisen kitkan aiheuttamien voimien huomioiminen kontaktissa tulee sitä tärkeämmäksi, mitä pienempi koko ja jäykkyys kontaktimateriaaleilla on. Jäykän ja elastisen kappaleen kontaktissa adhesiivinen voima pitää kappaleita kiinni toisissaan ja niiden erottamiseen tarvitaan tietty määrä energiaa. Tämä on ominainen kontakti polvinivelessä. (Shull 2002, s. 1.)

Polvinivelen mallintamiseen sopivat kontaktimallit voidaan jakaa kolmeen pääkategoriaan: analyyttisiin malleihin, kimmoisen alustan menetelmiin ja elementtimenetelmiin. Analyttiset mallit käyttävät elastisuuden teoreettisia kaavoja ja niillä on mahdollista laskea kontaktipintojen säteitä ja jännityksiä. Monimutkaisten geometrioiden ja kaikkien kontaktiominaisuuksien määrittäminen on kuitenkin haastavaa. Analyttinen kontaktiarvojen määrittäminen on myös haasteellista, jos kontaktipintoja on samanaikaisesti useita. Esimerkiksi Hertz-kontaktimalli ja siitä johdetut muut mallit kuuluvat analyttisiin malleihin. Analyttisten mallien liittäminen simulaatioon onnistuu simulointiohjelman matemaattisia ominaisuuksia käyttäen. (Pérez-González et al. 2007, s. 388.)

Kimmoisan alustan menetelmä kehitettiin monimutkaisemmille kontaktipintojen geometrioille. Ne perustuvat kontaktialueen jakamiseen jousielementteihin ja kontaktiarvojen määrittämiseen jokaiselle jaetulle jousielementille erikseen. Kimmoisan alustan menetelmällä saadaan painejakaumat ja kontaktiala-arviot monimutkaisissa geometrioissa, mutta nämä mallit eivät määritä kontaktipinnan alle syntyviä jännityksiä. Kimmoisa alusta –menetelmän kontaktimallit ja elementtimenetelmin luodut kontaktimallit määritetään erillisessä ohjelmassa ennen simulaatiomalliin lisäystä. (Pérez-González et al. 2007, s. 388.)

Elementtimenetelmät ottavat huomioon kontaktipinnan alle syntyvät jännitykset ja kuormitukset ja sallivat kontaktipintojen monimutkaiset geometriat. Niistä saadaan tarkkoja ja niitä on käytetty polvinivelen kontaktikäyttämisen mallinnuksessa paljon. Kontaktiarvojen määrittäminen elementtimenetelmin simuloinnissa vie paljon aikaa ja vaativat tietokoneilta enemmän prosessitehoja kuin muut mallit. Elementtimenetelmän mallit perustuvat ongelman jakamiseen useisiin erillisiin approksimoituihin ongelmiin. Ongelmaa kuvaava differentiaaliyhtälö ratkaistaan likimääräisfunktioiden avulla. Likimääräisfunktio jaetaan elementteihin ja elementit liittyvät toisiinsa pisteissä, joita kutsutaan solmuiksi. Alkuperäinen ongelma jaetaan näin yksinkertaisempiin osiin, jotka voidaan ratkaista tietokonelaskennan keinoin. Kontaktimekaniikan mallintaminen elementtimenetelmin on nykyään yleistä, mutta vielä aikaa vievää. Seuraavaksi työssä esitetään kontaktimalleja, joita voidaan käyttää polvinivelen mallinnuksessa. (Pérez-González et al. 2007, s. 388.)

3.1 Kelvin-Voigt-kontaktimalli

Yksinkertaisin tapa kuvata kappaleiden mekaanista vuorovaikutusta on lineaarinen Kelvin-Voigt-kontaktimalli. Siinä viskoelastinen materiaali kuvataan rinnakkaisella jousivaimennin elementillä. Jousi esittää kontaktikappaleiden elastisuutta ja vaimennin esittää kineettisen energian häviötä kontaktin aikana. Tämä malli olettaa, että jousi ja vaimennin ovat lineaarisia. Kun kontaktikappaleet eroavat toisistaan, energiahäviö otetaan huomioon kontaktimallissa moninkertaistamalla kontaktissa tapahtuvan ponnahduksen aiheuttama voima palautumiskertoimella. Palautumiskerroin perustuu kontaktin aikana tapahtuvaan energiahäviöön hystereesin muodossa. Hystereesi on ominaisuus, joka hidastaa systeemiä palautumasta alkuperäiseen tilaansa. Kontaktivoima \vec{F}_N lasketaan yhtälöillä 1 ja 2. (Flores 2011, s. 49-50.)

$$\vec{F}_N = K\vec{\delta}, \text{ jos } \vec{v}_N > 0 \text{ (kuormitus jakso)} \quad (2)$$

$$\vec{F}_N = K\vec{\delta} c_r, \text{ jos } \vec{v}_N < 0 \text{ (palautumis jakso)} \quad (3)$$

Yhtälöissä c_r on palautumiskerroin ja \vec{v}_N suhteellinen kontaktikappaleiden normaalinopeus (Flores 2011, s. 49-50).

Suurin varjopuoli Kelvin-Voigt-mallissa on sen jousivakion määrittäminen, joka riippuu kontaktikappaleiden geometriasta ja materiaaliominaisuuksista. Lineaarinen malli ei ole tarpeeksi tarkka, koska se ei kuvaa kontaktin todellista epälineaarista olemusta. Epälineaarinen Hertzin kontaktimalli on Kelvin-Voigtia sopivampi ratkaisemaan kappaleiden kontaktiarvoja. (Flores 2011, s. 50.)

3.2 Hertz-kontaktimalli

Hertz-kontaktimalli perustuu puoliavaruusteoriaan eli siinä oletetaan, että kontaktiala on pieni verrattuna kontaktikappaleiden kokoon ja pintojen kaarevuussäteeseen. Tämä kontaktimalli ei ota huomioon adhesiivisiä voimia eli kontaktikappaleet voidaan erottaa toisistaan ilman kitkan muodostamia vastavoimia. Kontaktimallit, jotka eivät ota huomioon adhesiivisiä voimia voidaan jakaa kahteen kategoriaan. Sellaisiin, joissa kappaleiden

pinnat koskettavat toisiaan monessa eri kohdassa ennen kuin tapahtuu muodonmuutoksia eli kappaleet sopivat toisiinsa ja sellaisiin, joissa kappaleet eivät sovi toisiinsa ja kontaktivoima on keskitetty tiettyyn paikkaan. Hertzin kontaktimalli sopii tilanteisiin, joissa muodonmuutokset ovat pieniä ja kontakti on keskitetty tiettyyn kohtaan. Hertzin kontaktimallissa kontaktivoima \vec{F}_N saadaan yhtälöstä 4. (Pérez-González et al. 2008, s. 388-389.)

$$\vec{F}_N = K\delta^n \quad (4)$$

Kerroin n on 1.5, silloin kun kyseessä on kontaktijännitysten parabolinen jakautuminen (Lankarani & Nikravesh 1994, s. 195).

K lasketaan yhtälöllä 5 (Lankarani & Nikravesh 1994, s. 195).

$$K = \frac{4}{3(\sigma_i + \sigma_j)} \left[\frac{R_i R_j}{R_i + R_j} \right]^{1/2} \quad (5)$$

R_i ja R_j ovat kappaleiden säteet ja σ_i ja σ_j kappaleiden materiaaliparametrit, jotka saadaan yhtälöstä 6 (Lankarani & Nikravesh 1994, s. 194-195).

$$\sigma_k = \frac{1-\nu_k^2}{E_k}, \quad (k = i, j) \quad (6)$$

E_k on kimmomoduuli ja ν_k on poissonin vakio (Lankarani & Nikravesh 1994, s. 194-195).

Hertzin kontaktimallissa kontaktialueet ajatellaan elliptisinä ja kontaktialue on keskitetty kohtaan, jossa ensikontakti tapahtuu. Painejakauma kontaktissa on puoli-ellipsoidinen, jossa suurin arvo p_0 on keskellä. Referenssikoordinaatiston origo sijoitetaan kohtaan, jossa ensikontakti tapahtuu ja x-akseli kontaktinormaalien suuntaiseksi. Yhtälöstä 7 saadaan painejakauma. (Pérez-González et al. 2007, s. 389.)

$$p = p_0 \left[1 - \left(\frac{y}{b} \right)^2 - \left(\frac{z}{a} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (7)$$

a ja b ovat pääakseleiden puolikkaita ja p_0 suurin painearvo (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

Yhtälöllä 8 voidaan laskea suurin kontaktipaine (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

$$p_0 = \frac{3}{2} \frac{P}{\pi ab} \quad (8)$$

Yhtälössä 8 P on koko kontaktivoima kontaktissa (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

a ja b voidaan laskea yhtälöistä 9 ja 10 (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

$$\frac{b}{a} \left(\frac{R_i}{R_j} \right)^{1/2} = F_4 \quad (9)$$

$$(ab)^{1/2} = \left[\frac{3P\sqrt{R_i R_j}}{4E^*} \right]^{1/3} F_1 \quad (10)$$

Yhtälöissä R_i ja R_j ovat kappaleiden kaarevuussäteitä ja i ja j kontaktikappaleita. Suurin muodonmuutos δ saadaan yhtälöstä 11 (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

$$\vec{\delta} = \left(\frac{9p^2}{16\sqrt{R_i R_j E^{*2}}} \right)^{1/3} F_2 \quad (11)$$

E^* on kappaleiden kimmomoduulien ja Poissonin kertoimien funktio ja se lasketaan yhtälöllä 12 (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

$$E^* = \left[\frac{1 - \nu_i^2}{E_i} + \frac{1 - \nu_j^2}{E_j} \right]^{-1} \quad (12)$$

F_1, F_2 ja F_4 ovat suhteen $q = (R_i R_j)^{1/2}$ funktioita ja ne voidaan laskea yhtälöllä 13. (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

$$F_o = 1 + c_1 \log(q) + c_2 (\log(q))^2 + c_3 (\log(q))^3 \quad (13)$$

Kertoimet c_1, c_2 ja c_3 lasketaan logaritmisella lausekkeella ja ne on määritetty taulukossa 1 (Pérez-González et al. 2008, s. 389).

Taulukko 1. Logaritmiset kertoimet.

	c_1	c_2	c_3
F_1	-0.0268	-0.2299	0.0721
F_2	-0.0032	-0.3007	0.0906
F_4	-0.7867	-0.4366	-0.1001

Näitä kaavoja käyttämällä voidaan laskea kontaktiarvot polvinivelessä. Suurin etu Hertzin kontaktimallissa verrattuna Kelvin-Voigt-kontaktimalliin on sen epälineaarisuus. Hertzin kontaktimallissa juuri ennen kontaktikappaleiden irrottautumista kappaleet eivät siirrä toisiinsa jännityksiä, kun taas Kelvin-Voigt-mallissa näin tapahtuu. (Lankarani & Nikravesh 1994, s. 197.)

3.3 Hunt-Crossley-kontaktimalli

Hunt ja Crossley osoittavat, että lineaarinen jousi-vaimennin -kontaktimalli ei kuvaa kontaktiprosessissa siirtyvän energian fyysistä olemusta. He esittävät Hertzin kontaktivoiman epälineaarisenä viskoosi-elastisena elementtinä, jossa käytetään hystereesistä vaimennusta. Hystereesinen vaimennus määrittää kontaktissa tapahtuvan kitkan aiheuttaman energiahäviön. Kontaktivoima \vec{F}_N lasketaan yhtälöstä 14 (Flores 2011, s. 62.)

$$\vec{F}_N = K\delta^n + D\vec{\delta}_m \quad (14)$$

$\vec{\delta}_m$ on kappaleiden suhteellinen muodonmuutosnopeus ja D vaimennuskerroin, joka saadaan yhtälöstä 15 (Flores 2011, s. 62).

$$D = \mu\vec{\delta}^n \quad (15)$$

μ on hystereesinen vaimennustekijä ja se voidaan laskea yhtälöstä 16 (Flores 2011, s. 62).

$$\mu = \frac{3K(1 - c_r)}{2\vec{\delta}_a} \quad (16)$$

Yhtälössä 16 $\vec{\delta}_a$ kuvaa suhteellista alkukontaktinopeutta. Kontaktivoima \vec{F}_N saadaan yhtälön 17 muotoon. (Flores 2011, s. 62.)

$$\vec{F}_N = K\vec{\delta}^n \left[1 + \frac{3(1 - c_r)\vec{\delta}_m}{2\vec{\delta}_a} \right] \quad (17)$$

Tässä kontaktimallissa energiahäviön oletetaan olevan kontaktin ajan yhteydessä kontaktikappaleiden materiaalisen vaimennuksen kanssa eli energia häviää lämmön muodossa. Hunt-Crossley-kontaktimalli ei määritä epäjatkuvuutta heti kontaktin alussa ja lopussa, vaan kontaktivoima on alussa ja lopussa nolla. (Flores 2011, s. 62.)

3.4 Lankarani-Nikravesch-kontaktimalli

Myös Lankarani-Nikravesch-kontaktimalli käyttää hyödyksi Hertzin kontaktimallin yleisiä periaatteita yhdistettynä hystereesiseen vaimennukseen. Tässä kontaktimallissa käytetään Hunt-Crossley-kontaktimallista saatuja kaavoja 14 ja 15, mutta hystereesinen vaimennustekijä lasketaan eri tavalla. Lankarani-Nikravesch-kontaktimallissa otetaan huomioon kineettinen energia ennen ja jälkeen kontaktia. Energiahäviön ΔT avulla

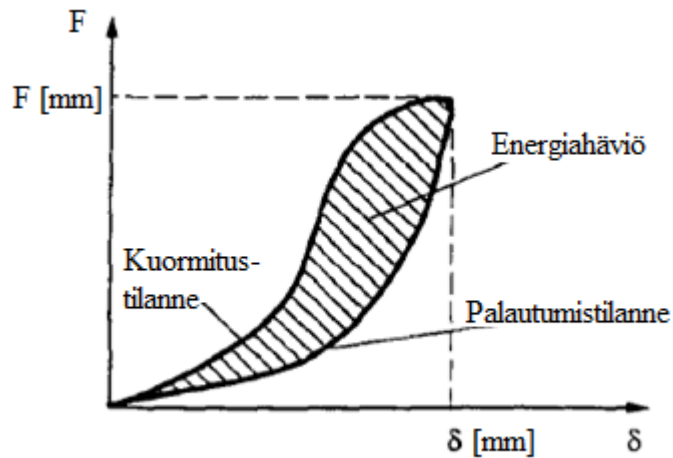
lasketaan uusi hystereesinen vaimennustekijä μ . ΔT voidaan laskea kahdella tavalla yhtälöillä 18 ja 19. (Lankarani & Nikraves 1994, s. 196-197.)

$$\Delta T = \frac{1}{2} m^{(eff)} \bar{\delta}_a^2 (1 - c_r^2), \quad (18)$$

$$\Delta T = \oint D \bar{\delta}_m d\delta = \oint \mu \bar{\delta}^n \bar{\delta}_m d\delta \cong 2 \int_0^{\delta_m} \mu \bar{\delta}^n \bar{\delta}_m d\delta = \frac{2\mu}{3K} m^{(eff)} \bar{\delta}_a^3 \quad (19)$$

\oint vastaa hystereesisilmukan integraatiota kontaktivoimalle ja sen muoto näkyy kuvassa 3 ja $m^{(eff)}$ määritetään yhtälössä 20 (Lankarani & Nikraves 1994, s. 196).

$$m^{(eff)} = \frac{m_i m_j}{m_i + m_j} \quad (20)$$



Kuva 3. Integraalisilmukan muoto. (Lankarani & Nikraves 1994, s. 197).

Vertailemalla yhtälöiden 18 ja 19 oikeita puolia keskenään saadaan hystereesille vaimennustekijälle uusi yhtälö 21 (Lankarani & Nikraves 1994, s. 196).

$$\mu = \frac{3K(1 - c_r^2)}{4\vec{\delta}_a} \quad (21)$$

Kontaktivoima yhtälöstä 14 voidaan yhtälöä 21 soveltamalla esittää yhtälön 22 muodossa (Lankarani & Nikraves 1994, s. 197).

$$\vec{F}_N = K\delta^n \left[1 + \frac{3(1 - c_r^2)\vec{\delta}_m}{4\vec{\delta}_a} \right] \quad (22)$$

Lankarani-Nikraves-kontaktimallin käyttö kontaktivoiman määrittämisessä sopii tapauksiin, joissa energiahäviöt ovat suhteellisen pieniä suurimman elastisen energian absorptioon verrattuna eli tapauksiin, joissa palautumiskerroin on lähellä yhtä. Vertailemalla yhtälöitä 16 ja 21 huomataan, että täysin elastiselle kontaktille, jossa palautumiskerroin on yksi, hystereesinen vaimennustekijä on nolla. Plastiselle kontaktille, jossa palautumiskerroin on nolla, hystereesinen vaimennustekijän arvoiksi ei tule ääretöntä. Flores et al. sovelsivat edelleen Hertzin kontaktimallia. (Lankarani & Nikraves 1994, s. 196.)

3.5 Flores-kontaktimalli

Flores et al. määrittivät kaavan kontaktivoimalle kovissa ja pehmeissä materiaaleissa. Kontaktivoimassa otettiin huomioon kontaktin aikaiset energiahäviöt hystereesisen vaimennuksen avulla, kuten kaavassa 14. Flores-kontaktimallissa hystereesinen vaimennustekijä saadaan yhdistämällä kontaktikappaleiden kineettisen energian häviö ja energiahäviö kappaleiden sisäisessä vaimennuksessa. Ottaen huomioon kineettinen energia ennen ja jälkeen kontaktia energiahäviö ΔT voidaan määrittää yhtälön 23 mukaan. (Flores 2011, s. 63.)

$$\Delta T = \frac{1}{4}\mu(1 - c_r)\vec{\delta}_a\delta_{max}^{\frac{5}{2}} \quad (23)$$

Vertailemalla yhtälöiden 18 ja 23 kaavojen oikeita puolia voidaan muodostaa hystereesille vaimennustekijälle yhtälö 24 (Flores 2011, s. 63).

$$\mu = \frac{8K(1 - c_r)}{5c_r \vec{\delta}_a} \quad (24)$$

Kontaktivoimalle F_N voidaan kirjoittaa yhtälö 25 (Flores 2011, s. 63).

$$\vec{F}_N = K \vec{\delta}^n \left[1 + \frac{8(1 - c_r) \vec{\delta}_m}{5c_r \vec{\delta}_a} \right] \quad (25)$$

3.6 Kimmoisan alustan menetelmä

Kimmoisan alustan menetelmässä kontaktivoimat ja muut määreet voidaan määrittää yksittäisten jousten avulla. Yksittäisen jousielementin kontaktipaine voidaan määrittää käyttämällä yhtälöä 26. (Pérez-González et al. 2007, s. 389.)

$$p_i = K \vec{\delta}_i \quad (26)$$

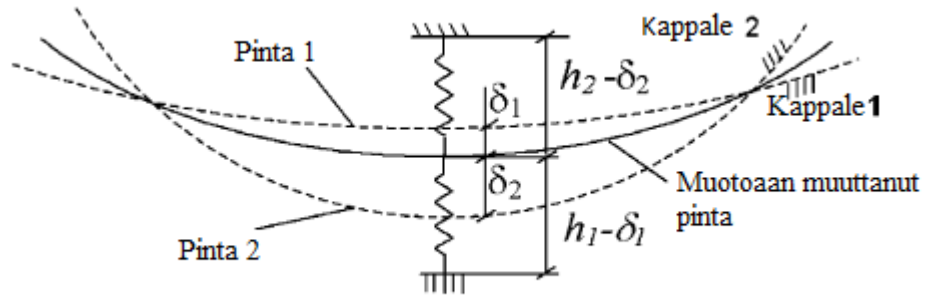
$\vec{\delta}_i$ on muodonmuutos asemassa i ja K on kontaktijäykkyys elementtialueella (Pérez-González et al 2007, s. 389).

K määritetään yhtälössä 27 (Pérez-González et al. 2007, s. 389).

$$K = \frac{1 - \nu_k}{(1 + \nu_k)(1 - 2\nu_k)} \frac{E_k}{h} \quad (27)$$

Yhtälössä 27 h on paksuus (Pérez-González et al 2008, s. 389).

Kuvassa 4 esitetään kahden jousen suhde asemaan i ja muodonmuutokset δ_1 ja δ_2 (Pérez-González et al. 2008, s. 390).



Kuva 4. Kimmoisan alustan menetelmä (Pérez-González et al. 2008, s. 390).

Jousien muodonmuutos asemassa i määritetään yhtälössä 28 (Pérez-González et al. 2008, s. 390).

$$\vec{\delta}_i = \vec{\delta}_1 + \vec{\delta}_2 \quad (28)$$

Jäykkyys molempien kontaktikappaleiden jousille määritetään yhtälöstä 29 (Pérez-González et al. 2008, s. 390).

$$K = \frac{K_1 K_2}{K_1 + K_2} \quad (29)$$

Yhtälöä 29 tulee käyttää, jos molemmat kappaleet ovat elastisia. Voima \vec{F}_i määritetään jokaiselle jouselle kaavasta (30). (Pérez-González et al. 2008, s. 390.)

$$\vec{F}_i = A_i \vec{p}_i \quad (30)$$

A_i esittää jousien aloja (Pérez-González et al. 2008, s. 390).

Jokainen jousi vaikuttaa alan A_i verran pääkontaktipintaan. Kontaktialue saadaan summaamalla kaikki alat A_i . Kontaktissa tapahtuva muodonmuutos δ saadaan

suurimmasta lokaalista irrallisen jousen deformaatiosta δ_i . Koko kontaktivoima saadaan yhtälöstä 31. (Pérez-González et al. 2008, s. 390.)

$$\vec{F} = \sum_i \vec{F}_i = \sum_i A_i \vec{p}_i \quad (31)$$

Kimmoisan alustan menetelmää voidaan käyttää epätasaisissa kappaleissa, joissa alkukontaktipisteitä voi olla useampia ja kontaktipisteiden ei tarvitse olla elliptisiä. Kimmoisan alustan menetelmissä kaavat ja teoria ovat yksinkertaisia suhteessa elementtimenetelmään ja niiden tarkkuus riippuu enimmäkseen elementtien jaottelusta. (Pérez-González et al. 2008, s. 390.)

3.7 Elementtimenetelmä

Kontaktiongelmiin simulaatiot, joissa käytetään elementtimenetelmää, sisältävät epälineaarista ja iteratiivista laskentaa. Kontaktin algoritmit jaetaan rangaistus- ja Lagrangian-menetelmään. Lagrangian-menetelmää käytetään, kun halutaan tietää tiettyjä tuloksia kontaktialueella ja rangaistus-menetelmää, kun ei ole tärkeitä saada tarkkoja läpäisyn tai muodonmuutoksen arvoja jokaisella aika-askeleella. Matemaattisesti ajateltuna nämä kaksi menetelmää ovat ongelman ratkaisun optimointitekniikoita. (Ateshian et al. 2010, s. 1)

Polviniveleen sopivien elementtimenetelmän kontaktimallien oletetaan olevan adhesiivisia, deformoituvia ja liukuvia. Näillä komponenteilla saadaan lähinnä totuutta olevia kontaktimalleja. Kitkan vaikutus määritetään Coulombin lailla. Huomattavasti enemmän on kuitenkin tutkittu kitkattomien elementtikontaktimallien määrittämistä. Ateshian et al. (2010) määrittivät kitkattoman kontaktin algoritmin elementtimalliin. Siinä algoritmissa käytetään rangaistus-menetelmää ja Augmented Lagrangian –menetelmää. (Ateshian et al. 2010, s. 1.)

Kontaktirajoitteiden määrittäminen adhesiivisessa kontaktissa perustuu ajatukseen, että mitä suurempi kontaktikappaleiden läpäisy, sitä suurempi voima tarvitaan erottamaan kappaleet. Elementtimalleissa kontaktimekaniikkaa tutkitaan yleisesti kontaktivoimien

tekemän virtuaalisen työn avulla. (Ateshian et al. 2010, s. 1.) Yhtälössä 32 on esimerkki rangaistusmenetelmää käyttävästä numeerisesta mallista adhesiivisiin jäykkien kappaleiden kontakteihin (Bernakiewicz & Viceconti 2002, s. 62-63).

$$[K_i^P + \alpha L_i^T L_i] \Delta \vec{u}_{i+1}^P = r_i^P + \alpha L_i^T \vec{\delta}_i + \sum_{h=1}^{p-1} c^h + \sum_{j=1}^i c_j^P \quad (32)$$

K_i^P on rajoittamaton jäykkyyssmatriisi ja α rangaistusarvo. L_i on kontaktikertoimien matriisi ja Δu on solmusiirtymien vektori. r_i^P on rajoittamattomaan ongelmaan liittyvä termi. Yhtälöissä parametrilla c määritetään yleistetyt kontaktivoimat. Yhtälössä 32 ja 33 δ_i on palautumisvektori. . (Bernakiewicz & Viceconti 2002, s. 62-63.)

Yhtälö 33 on esimerkki Lagrangian–menetelmää käyttävästä numeerisesta mallista adhesiivisiin jäykkien kappaleiden kontakteihin (Bernakiewicz & Viceconti 2002, s. 62-63).

$$\begin{bmatrix} K_i^P & L_i^T \\ L_i & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta \vec{u}_{i+1}^P \\ -\lambda_{i+1} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_i^P + \sum_{h=1}^{p-1} c^h + \sum_{j=1}^i c_j^P \\ \vec{\delta}_i \end{Bmatrix} \quad (33)$$

Yhtälössä 33 λ on Lagrangiankerroin (Bernakiewicz & Viceconti 2002, s. 62-63).

Näissä molemmissa tapauksissa ongelma ratkaistaan interaktiivista järjestelmää käyttämällä. Molemmissa kontaktipareissa läpäisyä tarkastellaan valitussa pisteessä, joka palautuu myöhemmissä iteraatioissa paikoilleen. Konvergenssi saavutetaan, kun voimavektorit vaihtuvat kaksi iteraatiota vähemmän kuin määritetty konvergenssitoleranssi on. (Bernakiewicz & Viceconti 2002, s. 62-63.)

3.8 Korvausmenetelmä

Biomekaanisissa ongelmissa tarkka simulointi saattaa viedä useitakin tunteja. Biomekaniikan monikappaledynamiikan simulaatiomallien optimoiminen on rajoitettu

kontaktianalyysien korkeisiin laskennallisiin kestoihin. Laskennallisesti tehokkaita simulaatioita on kuitenkin mahdollista toteuttaa korvaus- eli surrogatmallien avulla. Korvausmalleja ovat mm. Response Surface -mallit, Kriging-mallit ja Poly-Fourier-mallit. (Lin et al. 2010, s. 584.)

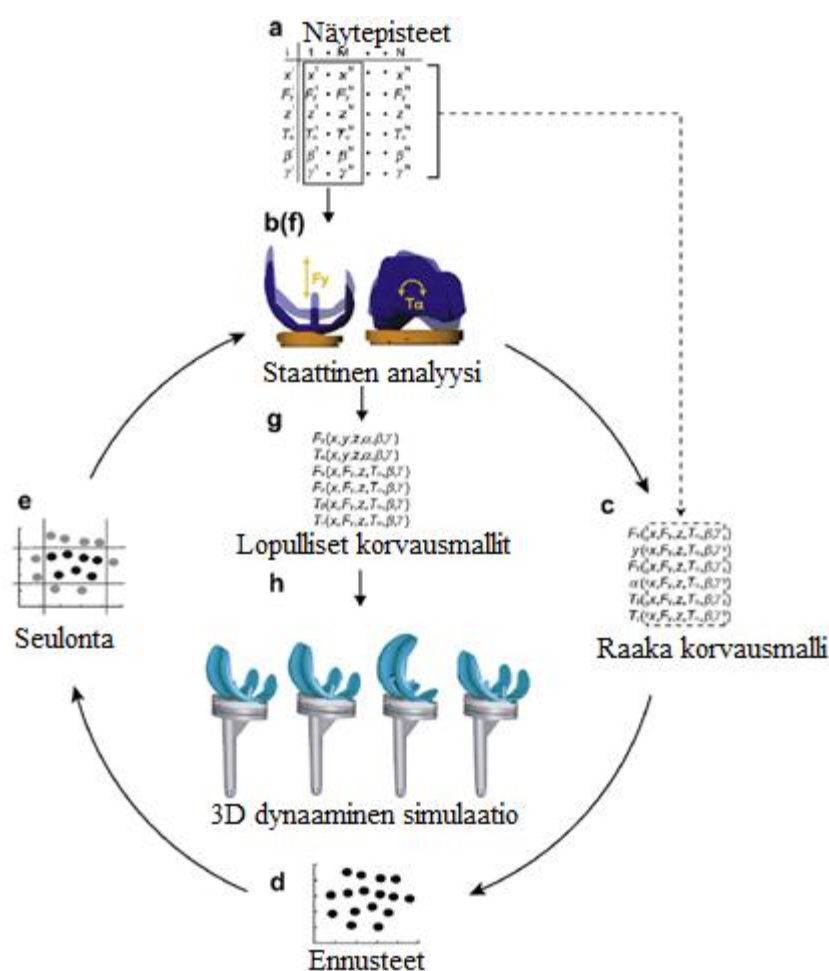
Polvinivelen kontaktianalyysissä laskennallisesti vaatimattomaan korvausmenetelmän malliin näytepisteet saadaan laskennallisesti vaativista elastisista kontaktimalleista, kuten kimmoisan alustan menetelmästä tai elementtimenetelmästä. Oikea malli korvataan laskennallisesti vaatimattomalla mallilla, jotta mahdolliset laskennalliset pullonkaulat saadaan poistettua. Korvausmenetelmän haasteellisuus monikappaledynamiikan sovelluksissa johtuu näytepisteiden löytämisestä. (Lin et al. 2010, s. 584.)

Korvausmenetelmän muodostaminen perustuu seuraaviin käsitteisiin:

- 1) Laskennallisesti vaativa kontaktimalli korvataan laskennallisesti vaatimattomalla kontaktimallilla.
- 2) Molemmilla kontaktikappaleilla on materiaaliominaisuudet ja pintojen geometriat, mutta toinen kappaleista esitellään pääkappaleena ja toinen sijaiskappaleena.
- 3) Sijaiskappaleen suhde pääkappaleeseen esitetään kolmen translaatio- ja kolmen rotaatioparametrin mukaan.
- 4) Näiden kuuden parametrin jokaiseen eri kombinaatioon kuuluu kuusi kontaktikuormitusta eli kolme voimaa ja kolme vääntömomenttia liitettynä kontaktikappaleisiin.
- 5) Jokainen kontaktikuormitus on herkin muutokseen vastaavassa suunnassaan, esimerkiksi y-akselin suuntainen voima on herkin y-suuntaiselle liikkeelle.
- 6) Näytepisteet perustuvat kombinaatioihin asennoista ja kuormituksista ja niiden vastaavuuksista. Eli näytepiste voi olla piste x ja sitä vastaava voima F_x .
- 7) Näytepiste luokitellaan suotavaksi tai ei-suotavaksi riippuen onko näytepiste etukäteen määriteltujen rajojen sisällä. Rajat voidaan määrittää alkuperäisen mallin avulla.
- 8) Alkuperäisessä mallissa suoritettulla toistuvalla staattisella analyysillä, jossa on huomattava määrä näytepisteitä, voidaan generoida näytepisteiden ja näytepisteiden tulosten suhde korvausmenetelmän malliin.

- 9) Korvausmenetelmän mallia voidaan ajatella yhdistelmänä kuudesta erillisestä korvausmallista. Jokainen kuudesta kontaktikuormituksesta esitetään kuuden asentoparametrin funktiona.
- 10) Korvausmenetelmällä voidaan määrittää myös muita määreitä kuin kontaktikuormituksia, kuten kontaktipaineita ja -alueita ja paineen sijainnin keskipiste. (Lin et al. 2010, s. 585.)

Korvausmenetelmän prosessi voidaan näiden kymmenen käsitteen perusteella jakaa neljään kohtaan. Ensimmäisessä kohdassa käytetään menetelmien suunnittelu -periaatetta, jolla määritetään sijainnit alkuperäisen mallin näytepisteiden valitsemiselle. Toisessa kohdassa suoritetaan simulaatio alkuperäisessä mallissa pisteissä, jotka määritettiin ensimmäisessä kohdassa. Kolmannessa kohdassa valitaan sopivin korvausmenetelmän malli tutkimuskohdetta varten. Neljännessä kohdassa tapahtuu korvausmenetelmän täytäntöönpano. Kuvassa 5 on esimerkki korvausmenetelmän käyttämisestä. (Lin et al. 2010, s. 585-586.)



Kuva 5. Korvausmenetelmän käyttäminen (Lin et al. 2010, s. 588).

Kuvassa 5 kohdassa (a) määritetään näytepisteet n alkuperäisestä mallista ja kohdassa (b) suoritetaan staattiset analyysit näytepisteille m alkuperäisessä mallissa. Kohdassa (c) luodaan korvausmenetelmän mallit perustuen staattisten analyysien tuloksiin m näytepisteille. Kohdassa (d) korvausmalleja käytetään määrittämään staattiset analyysit lopuille $m - n$ näytepisteille. Jos näytepisteiden tulokset ovat suotavien rajojen ulkopuolella, ne poistetaan kuten kohdassa (e). Kohdassa (f) näytepisteille, jotka läpäisevät kohdan (e), suoritetaan uudet staattiset analyysit alkuperäisellä mallilla. Lopulliset korvausmenetelmän mallit luodaan kohdassa (g) kaikista edellisistä näytepisteistä staattisten analyysien perusteella. Dynaamisen simuloinnin aikana korvausmenetelmällä määritetään arvoja kontaktikappaleiden välillä kuten kohdassa (h). (Lin et al. 2010, s. 588.)

Korvausmenetelmä on ollut suhteellisen harvassa käytössä tähän mennessä. Kuitenkin tutkimuksien, joissa käytetään korvausmenetelmää, lisääntyessä, huomataan korvausmenetelmän hyödyllisyys. Tämä lisää korvausmenetelmän käyttöä etenkin monimutkaisissa malleissa, joissa kontaktianalyysit simulaatioissa vievät paljon aikaa tai kontaktianalyysien muodostaminen on lähes mahdotonta. Yleisin kysymys on korvausmenetelmän tarkkuus. Lin et al. (2010) vertasivat kimmoisan alustan menetelmän ja korvausmenetelmän käyttöä biomekaanisessa tutkimuksessa ja havaitsivat, että korvausmenetelmin saadut arvot erosivat maksimissaan 1,5 % vastaavista kimmoisan alustan arvoista. Tutkimuksessa kimmoisan alustan menetelmän laskennallinen aika oli 284 tuntia ja vastaava korvausmenetelmän aika 1,4 tuntia. (Lin et al. 2010, s. 584.)

3.8 Esimerkki kontaktimalleista monikappaledynamiikassa

Tässä osiossa esitellään esimerkki kontaktiteorioiden käyttämisestä simulointimalleissa. Kitkavoima yhdistetään yksinkertaisiin analyttiseen kontaktimalliin, kuten Kelvin-Voigt-kontaktimalliin. Jokainen kontakti on mallinnettava kitkallisena ja elastisena tai viskoelastisena ja kontaktivoiman jakautuminen kontaktialueelle lasketaan elementtiverkotusta käyttämällä. Kontaktissa i normaalit ja tangenciaaliset kontaktivoimat määritetään yhtälöiden 34 ja 35 mukaan. (Song et al. 1999, s. 7-8.)

$$\lambda_{N,i} = f_{N,i}(\delta_{N,i}) + g_{N,i}(\delta_{N,i}, \dot{\delta}_{N,i}) \quad (34)$$

$$\lambda_{T,i} = f_{T,i}(\delta_{T,i}) + g_{T,i}(\delta_{T,i}, \dot{\delta}_{T,i}) \quad (35)$$

Yhtälöissä T viittaa tangenciaalin suuntaisiin ja N normaalin suuntaiseen toimintaan. $f_{N,i}$ ja $f_{T,i}$ ovat elastisen jäykkyyden termit ja $g_{N,i}$ ja $g_{T,i}$ vaimennustermit. δ on muodonmuutos kontaktissa ja $\dot{\delta}$ muodonmuutoksen derivaatta. (Song et al. 1999, s. 8.)

Yhtälössä 36 otetaan huomioon, että tangenciaalinen voima noudattaa Coulombin kitkalakia (Song et al. 1999, s. 8).

$$|\lambda_{T,i}| \leq \mu_i \lambda_{N,i} \quad (36)$$

Yhtälössä 36 μ on kaikkien kitkakertoimien diagonaalinen matriisi (Song et al. 1999, s. 8).

f ja g määritetään Hunt-Crossley-mallin mukaan yhtälöissä 37 ja 38 (Song et al. 1999, s. 8).

$$f = K\delta^\beta \quad (37)$$

$$g = \frac{3}{2}\alpha K\delta^\beta \dot{\delta} \quad (38)$$

Yhtälöissä α on materiaaliominaisuuksien funktio ja β lokaalisen geometrian funktio (Song et al. 1999, s. 8).

Näissä yhtälöissä normaalin suuntaiset muodonmuutokset liittyvät normaalin suuntaisiin rajoitteisiin. Normaalin suuntaiset muodonmuutokset ja rajoitevoimat saadaan yhtälöistä 39 ja 40 (Song et al. 1999, s. 8.)

$$\delta_{N,i} = \max\{0, -\phi_{N,i}(q)\} \quad (39)$$

$$\text{if } \delta_{N,i} > 0, \quad \begin{cases} \dot{\delta}_{N,i} = -\dot{\phi}_{N,i}(q) \\ \lambda_{N,i} = \max\{0, f_{N,i}(\delta_{N,i}) + g_{N,i}(\delta_{N,i}, \dot{\delta}_{N,i})\} \end{cases} \quad (40)$$

Yhtälöissä ϕ kuvaa rajoitetta ja q yleistettyjä koordinaatteja (Song et al. 1999, s. 8).

Suhteellinen liukumisnopeus kontaktipisteissä saadaan yhtälöllä 41, joka perustuu jäykkien kappaleiden tangentialiseen nopeuteen ja tangentialisen muodonmuutoksen differentiaaliin (Song et al. 1999, s. 8-9).

$$\sigma_i = \dot{\phi}_{T,i} + \dot{\delta}_{T,i} \quad (41)$$

Tangentiaalisen suuntainen kontaktivoima voidaan laskea yhtälöllä 42 (Song et al. 1999, s. 8-9).

$$\lambda_{T,i} = -\mu\lambda_{N,i}\text{sign}(\sigma_i) \quad (42)$$

Yhtälössä 42 σ_i on suhteellinen liukumisnopeus deformoituvassa kontaktissa (Song et al. 1999, s. 9).

Tangentiaalisen suuntaisen muodonmuutoksen derivaatta voidaan laskea yhtälöllä 43 (Song et al. 1999, s. 9).

$$\dot{\delta}_{T,i} = h_{T,i}(\lambda_{T,i} - f_{T,i}(\delta_{T,i})) \quad (43)$$

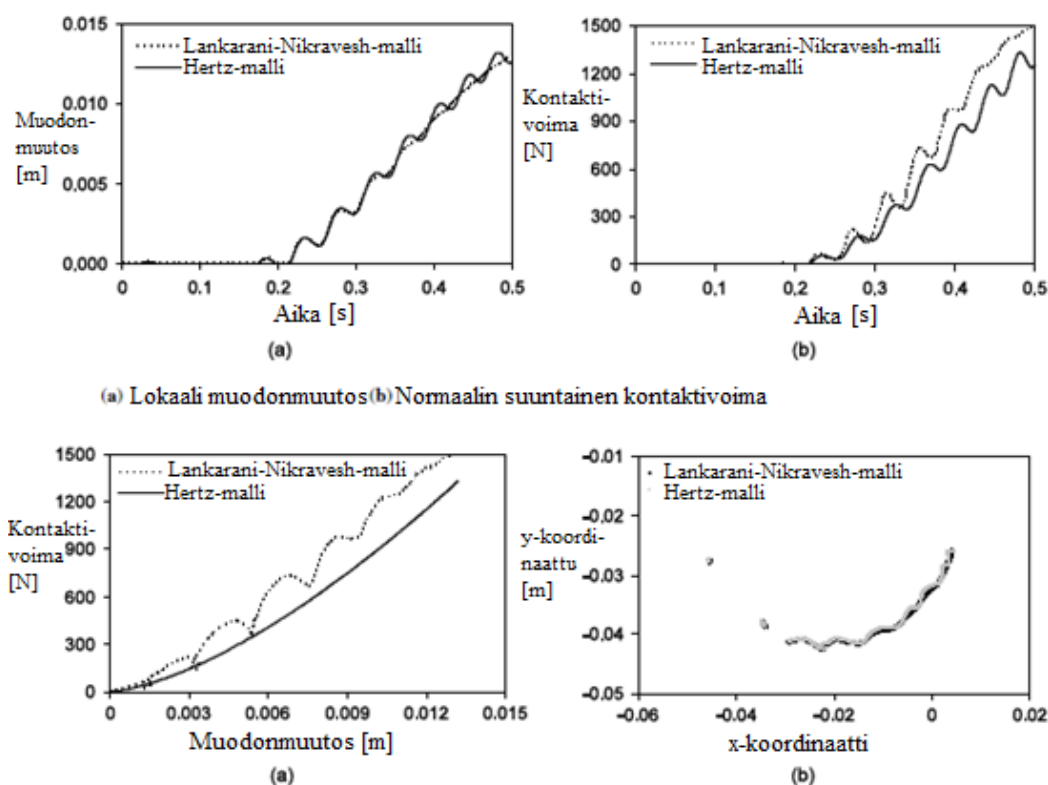
Yhtälössä 43 $h_{T,i}$ on $g_{T,i}$:n käänteisluku (Song 1999, s. 9).

Tangentiaalisen suuntainen muodonmuutos voidaan laskea yhtälöllä 44 (Song et al. 1999, s. 9).

$$\delta_{T,i} = \int_0^t \dot{\delta}_{T,i} dt + \delta_{T,i}(t_0) \quad (44)$$

4 KONTAKTIMALLIEN KÄYTTÖ POLVINIVELEN MALLINNUKSESSA

Tässä osiossa tarkastellaan kontaktimallien käyttöä biomekaanisissa tutkimuksissa ja niiden vertailua, joiden pohjalta voidaan vertailla kontaktimallien soveltuvuutta Lappeenrannan teknillisen yliopiston nivelrikon tutkimuksissa. Machado et al. (2010) tutkivat polven kontaktidynamiikkaa simuloinnissa tutkimuksessaan ”Development of a planar multibody model of the human knee joint”. Tutkimuksessa käytetään Hertz- ja Lankarani-Nikravesh-kontaktimallia. Simuloinnissa käytetään 50 Newtonin ulkoista kuormitusta. Kuvan 6 avulla havaitaan, että Hertz-mallin deformaatio ja normaalin suuntaisten kontaktivoimien käyrät ovat samanmuotoisia, koska Hertz-malli ei ota huomioon energiahäviötä kontaktissa. Lankarani-Nikravesh-mallin normaalin suuntainen kontaktivoimakäyrä on erilainen, sillä se ottaa huomioon energiahäviön kontaktin aikana. (Machado et al. 2010, s. 471-472.)

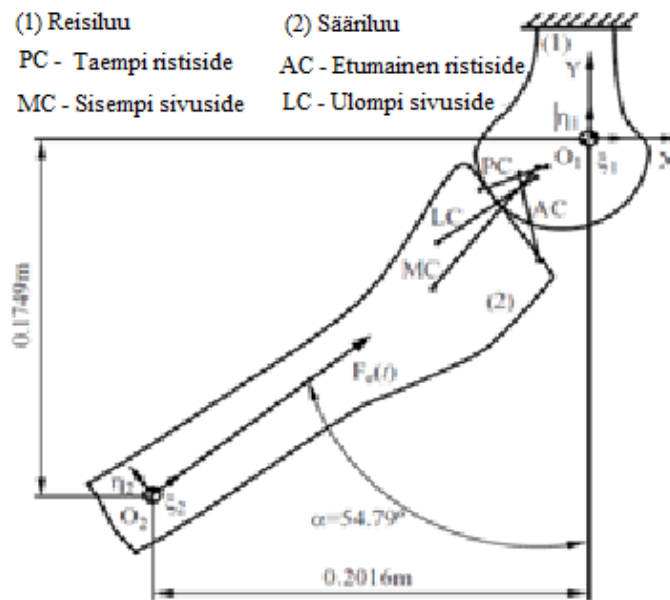


Kuva 6. Kuvaajissa (a) on deformaation ja normaalin suuntaiset kontaktivoimat ja kuvaajissa (b) on säären kontaktpisteitä (Machado et al. 2010, s. 472).

Työssään ”Compliant contact force approach for forward dynamic modeling and analysis of biomechanical systems” Flores (2011) vertailee neljää eri analyttistä elastisen kontaktin mallia: Hertz-, Hunt-Crossley-, Lankarani-Nikravesh- ja Flores-kontaktimallia. Tutkimuskohteena on ihmisen polvi, jota tutkitaan kaksiulotteisena mallina. Malli muodostuu jäykästä reisiluusta ja jäykästä sääriluusta. Reisiluu on jäykästi tuettu ja sääriluu on neljällä nivelellä kiinni reisiluussa kuvan 7 mukaisesti. Nivelet mahdollistivat vain liikkeen sagittaalitasossa. Jokaiselle nivelelle voima-venymä suhde määritetään yhtälöllä 45. (Flores 2011, s. 65-66.)

$$\vec{F} = \begin{cases} k_l(l_l - l_l^0) & \text{if } l_l > l_l^0 \\ 0 & \text{if } l_l \leq l_l^0 \end{cases} \quad (45)$$

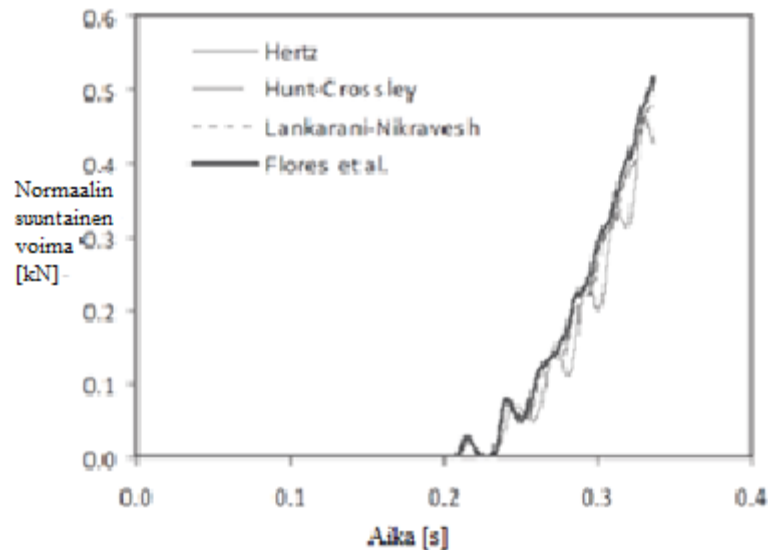
Yhtälössä 45 k_l on nivelen jäykkyys, l_l nivelen sen hetkinen pituus ja l_l^0 pituus alussa (Flores 2011, s. 66).



Kuva 7. Floresin käyttämä polvimalli sagittaalitasossa (Flores 2011, s. 65).

Kartesiset koordinaatit kappaleiden massojen keskipisteille ja inertiaominaisuuksille ja koordinaatit nivelen sijoituspisteille ja niiden fyysisille ominaisuuksille saadaan Machadon et al. (2010) tutkimuksesta. Alkupituudet nivelille saadaan kun sääriluu on 54.79 asteen kulmassa reisiluun suhteen. Tällöin nivelet ovat vähiten jännittyneinä. Työssä

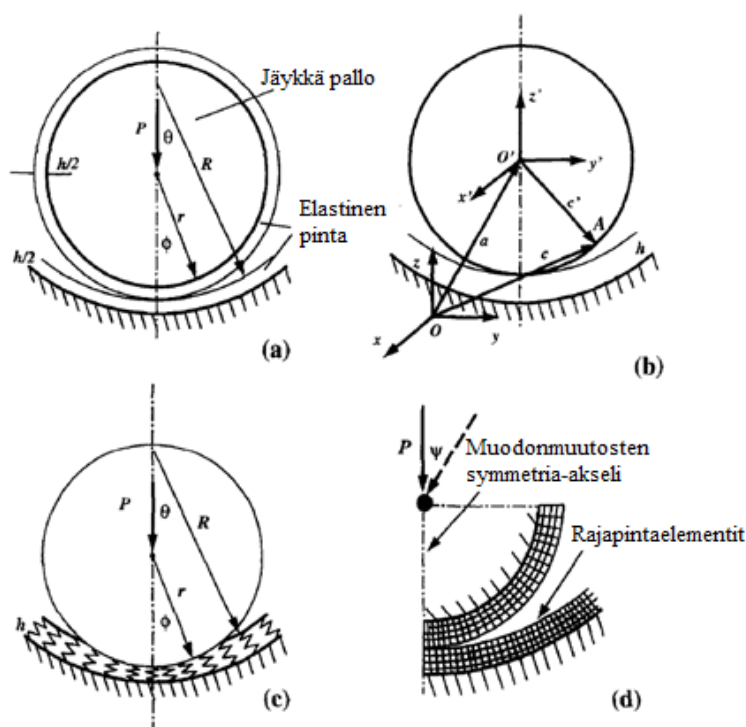
suoritetaan kontakti-isku-skenaario altistamalla polvinivel suurille kuormitukselle lyhyellä aikavälillä. Kontaktivoimille saadaan kuvan 8 mukaiset arvot. (Flores 2011, s. 65-66.)



Kuva 8. Kontaktimallien vertailu (Flores 2011, s. 66).

Kokeen avulla havaitaan, että varastoitua kontaktienergiaa on yhtä suuri kuormitus tilanteessa kuin vapautuva kontaktienergia palautumistilanteessa. Työssä todistetaan, että energiahäviö on otettava huomioon, sillä Lankarani-Nikravesh-malli muodostaa epäinjektiivisen mallin. Tämän takia hystereesin kerroin ei voi olla nolla ja Hertzin malli ei anna täysin totuudenmukaisia arvoja. Kokeessa havaitaan, että Hunt-Crossley- ja Lankarani-Nikravesh-mallit käyttäytyvät samalla tavalla suuren palautumiskertoimen takia. Ne kuitenkin yliarvioivat läpäisyn ja kontaktivoimat suuren palautumiskertoimen takia suhteessa Flores-kontaktimalliin. (Flores 2011, s. 65-66.)

Tutkimuksessaan ”A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints” Li et al. (1997) vertailevat neljän eri kontaktimallin käyttämistä ihmisnivelessä muodostuvan jännitys jakauman määrittämisessä. Käytetyt mallit ovat kimmoisan alustan malli, elementti-, Hertz- ja yksinkertaistettu elastisuus -malli. Nivelmallina tutkimuksessa käytetään pallon ja kuperan pinnan kitkatonta kontaktia kuvan 9 mukaisesti. Molemmille pinnoille mallinnetaan rusto. (Li et al. 1997, s. 635.)



Kuva 9. Kohdassa (a) on periaate Hertz-malliin, kohdassa (b) yksinkertaistettuun elastisuus teoriaan, kohdassa (c) kimmoisan alustan malliin ja kohdassa (d) elementtimalliin (Li et al. 1997, s. 636).

100 Newtonin kuormituksessa kimmoisan alustan malli, elementti- ja yksinkertaistettu elastisuus -malli määrittelevät lähes identtiset normaalin suuntaiset jännitys jakaumat. Kimmoisan alustan malli ja yksinkertaistettu elastisuus -malli määrittävät kuitenkin hieman suuremmat maksimaaliset jännitykset kuin elementtimalli. Työssä ei huomata muutoksia jännitys jakaumassa, kun Poissonin vakiota muutetaan paitsi, kun Poissonin vakio oli 0.5. (Li et al 1997, s. 637.)

Analyttisillä ja kimmoisan alustan malleilla on rajoituksia määrittäessä pinnan kitkaa ja liukumista. Nämä on kuitenkin mahdollista määrittää elementtimallilla, mutta se myös vie huomattavasti enemmän aikaa. Kimmoisan alustan malli on tutkimuksen mukaan tarpeeksi tarkka, vertailukelpoinen analyttisten mallien kanssa ja se on myös laskennallisesti hyvin tehokas. (Li et al 1997, s. 637.)

Pérez-González et al. (2008) muokkaavat tutkimuksessaan ”A modified elastic foundation contact model for application in 3D models of the prosthetic knee.” kimmoisan alustan

kontaktimallia ja vertaavat sen käyttöä polviproteesin kontaktissa Hertz-kontaktimalliin, kimmoisan alustan kontaktimalliin ja elementtimenetelmän kontaktimalliin. Simuloinnissa määritetään arvoja sääriluun ja reisiluun vastaavien proteesikappaleiden kontakteille. Yleisin polviproteesimateriaali on UHMWPE, joka kuuluu termoplastisiin polyetyleneihin. Sillä on suurin iskukovuus termoplastisista materiaaleista. (Pérez-González et al. 2008, s. 387.)

Tutkimuksessaan Pérez-González et al. (2008) muokkaavat yhtälöä 26 muotoon 46 (Pérez-González et al. 2008, s. 391).

$$p_i = K_c \vec{\delta}_{ic} \quad (46)$$

Yhtälössä 46 korjattu muodonmuutos $\vec{\delta}_{ic}$ määritetään yhtälössä 47 (Pérez-González et al. 2008, s. 391).

$$\vec{\delta}_{ic} = \max \left(0, \vec{\delta}_i - \frac{\vec{\delta}_0}{f} \right) \quad (47)$$

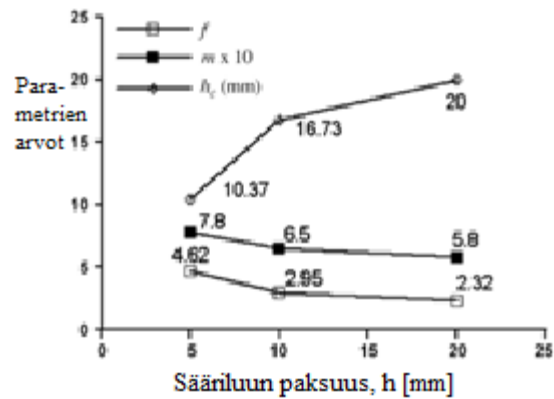
f on mallin parametri, joka määritetään kuvassa 10. f korjaa geometrisen deformaation vähentämällä aktiivien jousien määrää (Pérez-González et al. 2007, s. 391).

Korjattu kontaktijäykkyys K_c voidaan laskea yhtälöllä 48 (Pérez-González et al. 2008, s. 391).

$$K_c = \frac{1 - \nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \frac{E}{h_c} \left(\frac{\vec{\delta}_{ref}}{\vec{\delta}_{ic}} \right)^{1-m} \quad (48)$$

m ja $\vec{\delta}_{ref}$ ovat mallin parametrejä. Parametri m muokkaa voiman \vec{p}_i ja korjatun muodonmuutoksen $\vec{\delta}_{ic}$ suhdetta jokaisella jousella. Korjattu paksuusparametri h_c saadaan yhtälöstä 49. (Pérez-González et al. 2008, s. 391.)

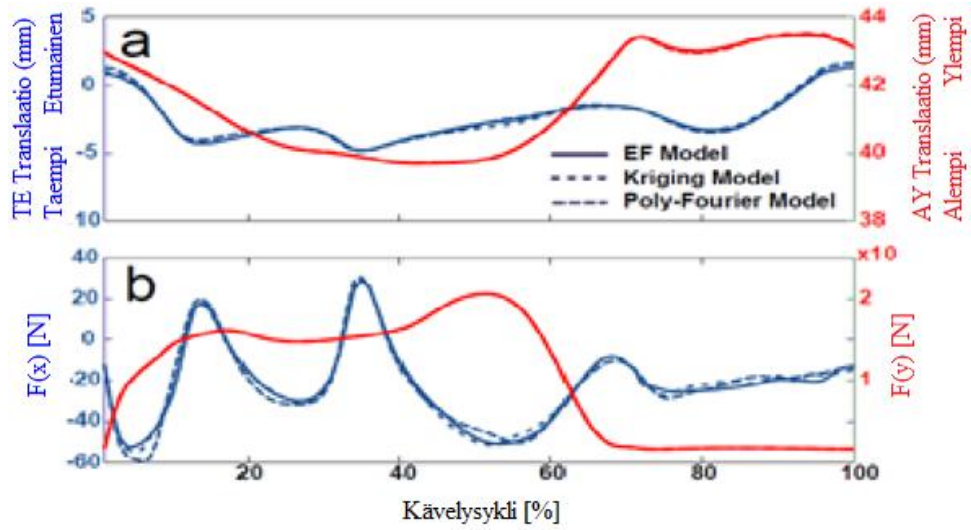
$$h_c = \frac{h}{\delta_{ref}^{1-m}} \quad (49)$$



Kuva 10. Parametrit f , m ja h_c (Pérez-González et al 2008, s. 393).

Kuvassa 10 esitetään optimaaliset arvot yhtälöissä käytetyille parametreille sääriluun paksuuden suhteen. Simulaatiotulosten perusteella havaitaan, että Hertz-mallin ja kimmoisan alustan menetelmän käyttö kontaktiarvojen määrittämisessä antaa vääriä arvoja verrattuna elementtimenetelmään. Hertz-malli aliarvioi kontaktivoimat, kun taas kimmoisan alustan menetelmä yliarvioi kontaktivoimat ja -alueen. Hertz-mallin ja kimmoisan alustan menetelmän käyttö tekoniivelten mallintamisessa siten antaisi fiktiivisiä arvoja verrattuna oikeaan polviniveleen. Muokatulla kimmoisan alustan menetelmällä päästään kuitenkin lähelle elementtimenetelmän arvoja. Muokattu kimmoisan alustan malli on hyvä vaihtoehto elementtimalleille, koska se tarvitsee huomattavasti vähemmän laskennallista tehoa. (Pérez-González et al. 2008, s. 396.)

Lin et al. vertaavat korvausmenetelmän käyttöä kimmoisan alustan menetelmään kävelysimulaation aikana. Kontaktipintoina käytetään tekoniivelen sääri- ja reisiluu komponentteja ja liike sallitaan vain sagittaalitasossa. Dynaamisessa simulaatiossa kimmoisan alustan malli vaati 74 minuuttia laskennallista aikaa, kun korvausmalli vaati vain 20 sekuntia. Kävelysimulaation tulokset nähdään kuvasta 11. Kuvasta 11 voidaan päätellä, että tarkkoihin kontaktiarvoihin simulaatiossa päästään myös korvausmenetelmän avulla. (Lin et al. 2010, s. 4.)



Kuva 11. Liikkeiden ja kuormituksen tuloksia simulaatiossa (Lin et al. 2010, s. 4).

5 KONTAKTIMALLIEN VERTAILU

Kontaktimallit, jotka soveltuvat laskemaan kontaktimääreitä polvinivelessä simulaation aikana, jaetaan analyttisiin kontaktimalleihin, kimmoisan alustan menetelmiin, elementti- ja korvausmenetelmiin. Analyttiset kontaktimallit voidaan lisätä MSC Adams -ohjelman matemaattisilla ominaisuuksilla. Kimmoisan alustan mallit ja elementtimallit luodaan ensin toisessa ohjelmassa kuten Femap-ohjelmassa ja tuodaan sen jälkeen MSC Adams -ohjelmaan joustavan kappaleen lisäysmenetelmällä. Taulukossa 2 on esitetty kontaktimallien vertailu eri parametreilla ja mallien soveltuvuus käytettäväksi LifeMOD-lisäosassa. Vertailussa käytetään painokertoimia ja mallit voivat saada arvoja 0.00 ja 1.00 väliltä. Painokertoimet määräytyvät parametrin tärkeyden mukaan ja painokertoimien yhteisarvo on 1, jolloin on mahdollista selvittää soveltuvuus prosentuaalisesti. Parametrit on asetettu tärkeyden mukaan.

Taulukko 2. Kontaktimallien vertailu.

Parametri	Painokerroin	Analyttiset mallit	Kimmoisan alustan menetelmä	Elementti-menetelmä	Korvaus-menetelmät
Tarkkuus	0.30	0.55	0.85	0.95	0.80
Nopeus, laskennallinen	0.20	0.85	0.55	0.40	0.75
Liitettävyyys	0.10	0.70	0.80	0.80	0.80
Nopeus, muodostaminen	0.10	0.85	0.65	0.60	0.45
Monimuotoisuus	0.09	0.65	0.75	0.80	0.80
Lisäosien tarve	0.08	0.90	0.50	0.50	0.50
Teoria	0.07	0.80	0.65	0.60	0.55
Kehitys	0.06	0.40	0.65	0.75	0.75
Tulos		0.7005	0.702	0.704	0.724
%		70.05	70.20	70.40	72.40

Taulukossa 2 vertailu painottuu tasaisesti tarkkuuden ja laskennallisen nopeuden välille. Työssä painokertoimet määritetään ajatellen koulun nivelrikon tutkimustyötä. Parametreille määritetään arvot perustuen kirjallisuuden tutkimuksiin ja perinpohjaiseen omakohtaiseen pohtimiseen. Esimerkiksi lisäosien tarpeesta olisi voinut antaa elementtimalleille pienemmän arvon, koska ne tarvitsevat yleensä kaupallisia ohjelmia, mutta koulun tutkimuksen resursseihin sisältyy elementtimallinnus-ohjelmia. Monimuotoisuus tarkoittaa kontaktianalyysien laajuutta eli mahdollisuutta käyttää eri kontaktiominaisuuksien laskentaan. Teorialla tarkoitetaan teorian yksinkertaisuutta. Esimerkiksi korvaus menetelmän kontaktimallien teorian ymmärtäminen vaatii kimmoisan alustan menetelmän tai elementtimenetelmän teorian ymmärtämisen lisäksi vielä korvausmenetelmän teorian ymmärtämisen. Kehityksellä tarkoitetaan kontaktimallien mahdollisuutta kehittyä vielä tulevaisuudessa.

6 JOHTOPÄÄTÖKSET

Taulukossa 2 tehdyn vertailun perusteella nähdään, että selvästi soveltuvin kontaktimalli Lappeenrannan teknillisessä yliopistossa tehtävään polven simulaatiomalliin on korvauskontaktimalli. Korvausmenetelmän soveltuvuus simulaatiomalliin on 72.40 %. Soveltuvuus määrittyy sen hyvistä ja tasaisista arvoista laskennallisessa tarkkuudessa ja nopeudessa. Mikään muu malli ei ole samaan aikaan sekä laskennallisesti nopea, että laskennallisesti tarkka. Vähiten soveltuvuusprosentteja verrattuna muihin malleihin korvausmenetelmä saa kontaktimallin muodostamisen nopeudesta. Tarkan mallin muodostaminen edellyttää kimmoisan alustan tai elementtimallin määrittämistä, jonka muodostaminen vie aikaa ja tarvitsee kaupallisen ohjelman. Tämän jälkeen on vielä muodostettava korvausmalli, jossa etenkin näytepisteiden valitseminen saattaa olla haasteellista. Myös teoria kohdassa korvausmallin soveltuvuusprosentti on alhaisempi kuin muiden.

Analyyttisten-, kimmoisan alustan- ja elementtikontaktimallien soveltuvuusprosentit ovat lähes samat. Jokaisen soveltuvuus on noin 70 %. Näistä kolmesta kontaktimallista valittaessa yhtä simulaatioon, on otettava huomioon millaisia tuloksia simulaatiomallilla haetaan. Esimerkiksi, jos haetaan tarkkuutta ja kontaktianalyysien määrittäminen ei ole ajasta kiinni, valitaan elementtimalli. Elementtimenetelmän konvergoitongelmat on myös otettava huomioon. Analyttiset kontaktimallit ovat teorioiltaan yksinkertaisia ja laskennallisesti nopeita, mutta niissä ei päästä samoihin tarkkuuksiin kuin muilla kontaktimalleilla. Kimmoisan alustan mallien kontaktianalyysien aika on pienempi kuin elementtimalleilla, mutta ne eivät ota huomioon kappaleen sisäisiä jännityksiä tai muodonmuutoksia, joten ne jäävät tarkkuudessa elementtimalleilta. Korvauskontaktimallien käyttäminen simulaatioiden kontaktianalyseissä varmasti lisääntyy tulevaisuudessa. Ne ovat ajan suhteen tehokkaimpia, mutta on muistettava ottaa huomioon myös mallin haasteellisuus.

7 YHTEENVETO

Lappeenrannan teknillisessä yliopistossa konetekniikan osastolla tehdään nivelrikkoon liittyvää tutkimustyötä. Tutkimustyössä tutkitaan ihmisen polven nivelrikkoa MSC Adams -ohjelman LifeMod-lisäosan biomekaanista simulaatiota käyttäen. Polviniveleen kontaktiarvoja voidaan tutkia esimerkiksi kävelysimulaation aikana. Konetekniikan osastolla tutkitaan myös nivelrikkoa ehkäiseviä liikuntaharjoitteita simulointimallilla.

Sääri- ja reisiluun välissä on niveliä, jotka mahdollistavat polven liikkeet ja absorboivat osan kuormituksista. Ihmisen jalan puristusrasituksessa suuri osa kuormituksista muodostuu polviniveleen sääri- ja reisiluun väliin. Merkittävä tekijä polven nivelrikon synnyssä on mekaaniset rasitukset ja äkilliset suuret kuormitukset polvinivelessä. Tästä syystä kontaktianalyysien määrittäminen polvinivelelle simulaation aikana on hyvin tärkeää. Kontaktianalyysijä voidaan suorittaa simulaatioissa kontaktimallien avulla. Polvinivelessä sääri- ja reisiluun välillä on elastisesti käyttäytyviä kontakteja, joten työssä keskitytään joustoon perustuviin kontaktimalleihin. Polviniveleen kontaktianalyysiin sopivat kontaktimallit voidaan jakaa analyyttisiin kontaktimalleihin, kimmoisan alustan menetelmään, elementti- ja korvausmenetelmään. Analyttiset kontaktimallit perustuvat elastisuusteorioiden matemaattisiin kaavoihin. Niistä tunnetuin on Hertzin kontaktimalli, joka määritettiin jo 1800-luvun lopulla, jonka jälkeen sitä on sovellettu ja edistetty ahkerasti. Analyttiset mallit ovat teorioiltaan suhteellisen yksinkertaisia ja niiden muodostaminen ei ole haasteellista. Niissä on kuitenkin omat varjopuolensa kuten adhesiivisten voimien huomioiminen ja tarkan geometrian määrittäminen.

Kimmoisan alustan menetelmä perustuu ajatukseen jäykästä kappaleesta, jonka kontaktipinnalle on asetettu suuri määrä jousia. Täten nämä mallit eivät ota huomioon kappaleen sisäisiä muodonmuutoksia ja rasituksia. Jouset kuvaavat kappaleen elastista käyttäytymistä. Kontaktiarvot määritetään yksittäisten jousien perusteella. Kimmoisan alustan menetelmä on tarkempi kuin analyttiset mallit, mutta niiden laskennallinen aika simulaatiossa on suuri. Elementtimenetelmässä kappale jaetaan useampaan pienempään ongelma-alueeseen, jotka liitetään toisiinsa solmuilla. Näin kappaleelle saadaan aikaan verkotus. Elementtimenetelmät ovat hyvin tarkkoja, sillä ne ottavat huomioon myös

kappaleen sisäiset muodonmuutokset. Laskennallinen aika on kuitenkin jopa suurempi kuin kimmoisan alustan menetelmässä.

Ratkaisuna kimmoisan alustan ja elementtimallien laskennallisen ajan pienentämiseen on korvausmenetelmä. Korvausmalleissa käytetään samaa geometriaa, mutta vain osa näytepisteistä otetaan kimmoisan alustan mallista tai elementtimallista. Loput näytepisteistä määritetään korvausmallilla. Näin kontaktianalyysit simulaatiossa vievät huomattavasti vähemmän laskennallista aikaa ja päästään lähelle kimmoisan alustan ja elementtimenetelmän tarkkuuksia. Kandidaatintyössä kontaktimalleille määritetään painokerroinanalyysi painottuen koulun nivelrikon tutkimuksen resursseihin. Korvausmallit ovat laskennallisen nopeuden ja hyvän tarkkuuden perusteella soveltuvampia simulaatiomallin kontaktianalyysiin. Korvausmallissa teoria on kuitenkin hyvin monimutkainen ja mallin muodostaminen vie paljon aikaa. Kontaktimallia, josta saa hyvin tarkat arvot ja on laskennallisesti nopea, ei vielä ole. Kuitenkin tietokoneiden prosessitehojen lisääntyessä elementtimenetelmien käytöstä kontaktiarvojen laskemisessa tulee rationaalisempaa. Korvausmenetelmä on tällä hetkellä ajan suhteen tehokkain vaihtoehto käytettäväksi polvinivelen simulaatioissa.

LÄHTEET

Abdel-Rahman, Eihab M. & Hefzy, Mohamed S. 1998. Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading. *Medical Engineering & Physics* 20 (1998). S. 276-290. PII: S1350-4533(98)00010-1.

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

Ateshian, Gerard A. et al. 2010. Finite element algorithm for frictionless contact of porous permeable media under finite deformation and sliding. *Journal of Biomechanical Engineering* 132 . 13 s.

Bernakiewicz, Marek & Viceconti, Marco. 2002. The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. *Journal of Biomechanics* 35 (2002). S. 61-67. PII: S 0021 - 9290(0)00163 – 4

Bowman, Karl F. et al. 2009. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament and other ligaments of the knee. *Operative techniques in sports medicine* 17. S. 126-134. doi:10.1053/j.otsm.2009.07.001.

Flores, Paulo. 2011. Compliant contact force approach for forward dynamic modeling and analysis of biomechanical systems. *Procedia IUTAM* 2 (2011). S.58-67. doi:10.1016/j.piutam.2011.04.006

Gray, Henry. 1918. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febriger.

Harfe, D. T. et al. 1998. Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee. *Clinical Biomechanics* Vol. 13, no. 3. s. 163-175. PII: SO268-0033(97)0004.

Hertz, H. 1881. Über die Berührung fester elastischer Körper, *Journal für die reine und angewandte Mathematik* 92. S. 156-171.

Johnson, K. L. et al. 1971. Surface energy and the contact of elastic solids. Proc. R. Soc. Lond. A. 324. S. 301-313.

Kaufman, Kenton R. et al. 2001 Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. Journal of biomechanics 34 (2001). S. 907-915. PII: S 0021-9290(01)00036 – 7.

Komistek, Richard D. 2005. Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. Journal of Biomechanics 38 (2005). S. 215-228.

Landinez-Parra, N.S. et al. 2011. A phenomenological mathematical model of the articular cartilage damage, Comput. Methods Programs Biomed. (2011). 17. S. doi:10.1016/j.cmpb.2011.02.003.

Lankarani, Hamid M. & Nikraves, Parviz E. 1994. Continuous Contact Force Models for Impact Analysis in Multibody Systems. Nonlinear Dynamics 5 (1994). S. 193-207.

Li, Guoan et al. 1997. A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints. J. Biomechanics, Vol. 30. No. 6. S. 635-638. PII: S0021-9290(97)00009-2.

Lin, Yi-Chung et al. 2010. Surrogate Articular Contact Models for Computationally Efficient Multibody Dynamic Simulations. Medical Engineering & Physics 32 (2010). S. 584-594. doi:10.1016/j.medengphy.2010.02.008

Machado, Margarida et al. 2010. Development of a planar multibody model of the human knee joint. Nonlinear Dyn. 60 (2010). S. 459-478. DOI 10.1007/s11071-009-9608-7.

Messner, Karola & Gao, Jizong. 1998. The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. J. Anat. (1998), 193 s. DOI: 10.1046/j.1469-7580.1998.19320161.x

Nienstedt, Walter et al. 2006. Ihmisen fysiologia ja anatomia. Kuudestaista painos. Porvoo: WSOY. 654 s. ISBN 951-0-29611-2.

Pérez-González, Antonio et al. 2008. A modified elastic foundation contact model for application in 3D models of the prosthetic knee. *Medical Engineering & Physics* 30 (2008). S. 387-398. doi:10.1016/j.medengphy.2007.04.001.

Nazer, Rami Al 2008. Flexible multibody simulation approach in the dynamic analysis of bone strains during physical activity. Lappeenranta. 132 s. ISBN:978-952214-611-3.

Shull, Kenneth R. 2002. Contact mechanics and the adhesion of soft solids. *Materials Science and Engineering R* 36 (2002). S.1-45. PII: S0927-796X(01)00039-0.

Song, Peng et al. 1999. Analysis of Rigid Body Dynamic Models for Simulation of Systems with Frictional Contacts. *Journal of Applied Mechanics*. 34 s.

Taylor, S.J.G. et al. 1998. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *Journal of Arthroplasty* 13. S. 428-437. doi:10.1016/S0883-5403(98)90009-2.

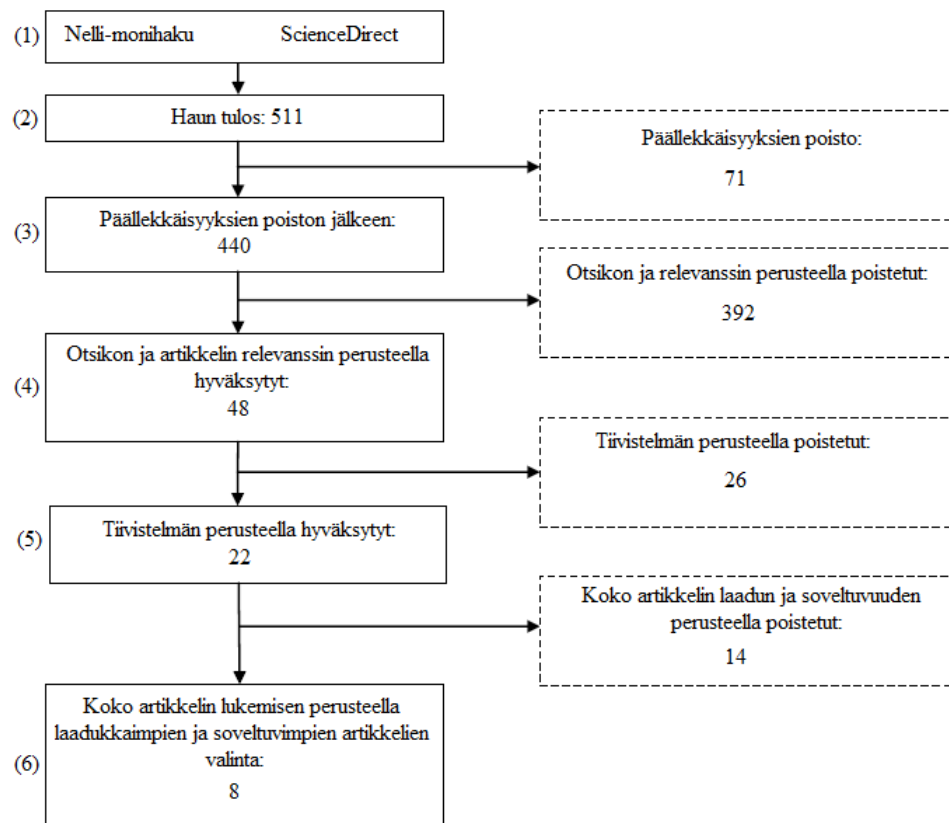
Wiesel, Sam W. et al. 2007. Essentials of orthopedic surgery. Neljäs painos. Springer New York Dordrecht Heidelberg London. 522 s. ISBN 978-1-4419-1388-3.

Teknillinen tiedekunta

Konetekniikan koulutusohjelma

BK10A0400 Kandidaatintyö ja seminaari

Tiedonhakuprosessina kandidaatintyössä käytettiin systemaattista kirjallisuuskatsausta soveltuvien kontaktimallien selvittämiseksi. Tämän avulla tiedon haun, arvioinnin ja yhdistämisen menetelmät suunnitellaan etukäteen. Kuvassa 1 esitetään työssä käytetyn systemaattisen kirjallisuuskatsauksen periaatteet. Artikkelin relevanttisuus perustui siteerauksien määrään ja hakuohjelmien omaan relevanssi-analyysiin. Kandidaatintyöhön sopivien artikkelien löytäminen vaati 6 vaihetta. Kontaktimallien lisäksi muiden oleellisten asioiden selvittämiseksi työssä ei käytetty systemaattista tiedonhakuprosessia, vaan artikkelit haettiin yksinkertaisesti relevanssin perusteella. Taulukossa 1 ovat valitut artikkelit kontaktimallien analysointiin.



Kuva 1. Tiedonhakuprosessi.

Taulukko 1. Valitut artikkelit.

Bernakiewicz, Marek & Viceconti, Marco	The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications	Elementtimenetelmä.
Flores, Paulo. 2011	Compliant contact force approach for forward dynamic modeling and analysis of biomechanical systems	Kontaktivoimien määrittäminen analyyttisillä kontaktimalleilla.
Johnson, K. L. et al.	Surface energy and the contact of elastic solids	Elastisten kappaleiden kontakti.
Lankarani, Hamid M. & Nikravesh, Parviz E	Continuous Contact Force Models for Impact Analysis in Multibody Systems	Kontaktivoimien määrittäminen analyyttisellä kontaktimalleilla.
Lin, Yi-Chung et al.	Surrogate Articular Contact Models for Computationally Efficient Multibody Dynamic Simulations	Korvausmenetelmä.
Machado, Margarida et al.	Development of a planar multibody model of the human knee joint	Kontaktiarvojen vertailu.
Pérez-González, Antonio et al.	A modified elastic foundation contact model for application in 3D models of the prosthetic knee	Kimmoisan alustan menetelmä.
Shull, Kenneth R.	Contact mechanics and the adhesion of soft solids	Kontaktimekaniikka.