



jamk.fi

Polven nivelrikkopotilaan kävelyn videoanalyysi

Kirjallisuuskatsaus

Jaana Aalto
Ansa Huvinen

Opinnäytetyö
Joulukuu 2020
Sosiaali- ja terveysala
Fysioterapeutti (AMK)

Jyväskylän ammattikorkeakoulu
JAMK University of Applied Sciences

Tekijä(t) Aalto, Jaana Huvinen, Ansa	Julkaisun laji Opinnäytetyö, AMK	Päivämäärä Joulukuu 2020
	Sivumäärä 66	Julkaisun kieli Suomi
		Verkojulkaisulupa myönnetty: x
Työn nimi Polven nivelrikkopotilaan kävelyn videoanalyysi Kirjallisuuskatsaus		
Tutkinto-ohjelma Fysioterapeutti (AMK), Fysioterapian koulutusohjelma		
Työn ohjaaja(t) Eeva Helminen, Tiina Kuukkanen		
Toimeksiantaja(t) Keski-Suomen keskussairaala		
<p>Tiivistelmä</p> <p>Nivelrikko on maailman yleisin niveltauti ja erityisesti polvinivelen toimintahäiriöt vaikuttavat merkittävästi ihmisen tavallisimpaan liikkumisen muotoon, kävelyn. Keski-Suomen keskussairaalaan (K-SKS) yleisin lähettämisen syy on polvioire ja tavallisin syy oireisiin on polven nivelrikko. K-SKS:ssa tehdään polven nivelrikkoon liittyvää tutkimusta, jossa analysoidaan kävelyä 3D-tekniikkaa hyödyntäen. Opinnäytetyön tarkoituksena oli kartoittaa, miten videoanalyysia on aiemmin toteutettu polven nivelrikkopotilaille. Tavoitteena oli muodostaa kuvaa videoanalyysimenetelmästä ja siitä mitä tutkimuksissa oli tutkittu ja mitä tuloksia saatu.</p> <p>Opinnäytetyön menetelmänä oli kuvaileva kirjallisuuskatsaus ja tiedonhaku tehtiin kolmeen kansainväliseen tietokantaan: Cinahl, PubMed ja Medline. Yhteensä tutkimuksia löytyi 653, joista 12 otettiin mukaan.</p> <p>Useimmat tutkimukset oli toteutettu 3D-menetelmällä. Jokaisessa 3D-tutkimuksessa käytettiin jotakin liikkeenkaappaukseen tarkoitettua laitteistoa, joka oli yhdistetty johonkin toiseen kävelyn parametriä mittaavaan laitteeseen. Markkereiden sijoittelussa käytettiin useimmiten jotakin protokollaa, kuten Plug-In-Gait, Helen Hayes tai CAST. Erityisesti tutkimuksissa oltiin kiinnostuneita polven linjauksen vaikutuksista polven toimintaan, oireisiin ja lihasaktivaatioon sekä alaraajaortoosien vaikutuksista polveen. Eniten tutkittu muuttuja oli polven ulkoinen adduktiomomentti. Tuloksissa saatiin viitteitä, että polven adduktiomomentti on korkeampi nivelrikkopotilailla kuin terveillä ja se myös korreloi taudin vakavuusasteen kanssa. Alaraajaortoosien vaikuttavuutta tutkittiin polven adduktiomomenttiin ja näistä saatiin lupaavia tuloksia.</p> <p>3D-kävelyanalyysien teossa korostuu tutkimuksen toteutuksessa ja tulosten tulkinnessa tekijöiden ammattitaito tai asiaan perehtyminen tulosten luotettavuuden varmistamiseksi. Alaryhmiä tunnistamalla tai ennaltaehkäisevillä toimilla voitaisiin hoitotoimenpiteitä kohdentaa tarkemmin.</p>		
Avainsanat (asiasanat) polvi, nivelrikko, kävelyanalyysi, kuvantallennus, kamerat, ortoosit, adduktiomomentti		
Muut tiedot		

Author(s) Aalto, Jaana Huvinen, Ansa	Type of publication Bachelor's thesis	Date December 2020 Language of publication: Finnish
	Number of pages 66	Permission for web publication: x
Title of publication Videobased gait analysis of knee osteoarthritis patient Literature review		
Degree programme Degree programme in Physiotherapy		
Supervisor(s) Helminen, Eeva and Kuukkanen, Tiina		
Assigned by Central Finland Central Hospital		
Abstract <p>Osteoarthritis is the most common joint disease in the world. It especially affects people in their common movement, walking, when the dysfunction is in the knee. The most common reasons for referrals to Central Finland Central Hospital (K-SKS) are symptoms of the knee and the most common reasons for those symptoms is knee osteoarthritis. K-SKS is now undertaking research of knee osteoarthritis, which is done by the 3D video recording method. The purpose of the descriptive literature review was to chart how video recordings have previously been made for knee osteoarthritis patients. The aim was to form an understanding of the video recording method, alongside the objectives and results of such studies.</p> <p>The literature search was made using the following three databases: Cinahl, Pubmed and Medline. In total, 653 studies were found, from which 12 were taken for closer examination.</p> <p>Most of the studies used the 3D video recording method. Each 3D study used the motion capture system, which was connected to another walking measuring device. The most frequently used protocols for setting the markers were Plug-In-Gait, Helen Hayes and CAST. The research was typically focused on the symptoms and function of the knee and muscle co-activation, with some studies on how orthoses affected knee function. The most examined parameter in the 12 studies was the external knee adduction moment (EKAM). In the results, there were indicators that the EKAM was higher with osteoarthritis patients than with healthy individuals. It also correlated with the degree of disease severity. Furthermore, there were promising results for the effectiveness of orthoses.</p> <p>Correct interpretation of the results requires well-executed 3D walking analyses. Furthermore, if the subgroups were more specially classified, the studies could be better at targeting treatment procedures.</p>		
Keywords/tags (subjects) knee, arthrosis, walking, gait, motion analysis, video recording, cameras, orthoses, adduction moment		
Miscellaneous (Confidential information)		

Sisältö

1	Johdanto	5
2	Polven nivelrikko	6
2.1	Nivelrikon syntymekanismi	7
2.2	Polven nivelrikon riskitekijät	7
2.3	Oireet ja vaikutus toimintakykyyn.....	8
2.4	Diagnosointi ja fysioterapia	9
3	Polven biomekaniikka	13
3.1	Polven liike sagittaalitasossa	13
3.2	Polven liike frontaalitasossa	14
3.3	Polven dynaaminen kuormitus	15
4	Kävely	17
4.1	Kävelyn vaiheet ja niihin liittyviä muuttujia	17
4.2	Kävelyn analysointi	19
4.3	Videointi analyysimenetelmänä	21
5	Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite	23
6	Opinnäytetyön toteutus	24
6.1	Kuvaileva kirjallisuuskatsaus	24
6.2	Aineiston haku ja valinta	25
6.3	Opinnäytetyön aineisto	27
6.4	Aineiston analysointi	33
7	Tulokset	34
7.1	Videoanalyysien toteutus	34
7.1.1	3D-menetelmät	34
7.1.2	2D-menetelmät	40
7.2	Videoanalyysissä tarkastellut muuttujat	40
7.3	Tutkittujen muuttujien tuloksia	43

	2
8 Pohdinta.....	52
9 Eettisyys ja luotettavuus.....	59
Lähteet	61

Kuvaluettelo

Kuva 1. Polven nivelrikkopotilaan tutkiminen ICF-viitekehityksen mukaan	10
Kuva 2. Polven liike sagittaalitasossa.....	14
Kuva 3. Esitys polven adduktiomomentista.....	16
Kuva 4. Polveen vaikuttava frontaalitason ulkoinen nivelmomentti.	17
Kuva 5. Kävelyn vaiheet	18
Kuva 6. Spatiaalisia kävelyn muuttujia ja niiden normaaleja arvoja	19

Taulukot

Taulukko 1. Hakulausekkeet eri tietokantoihin	25
Taulukko 2. Tutkimusten sisäänotto- ja poissulkukriteerit	27
Taulukko 3. Opinnäytetyöhön valittu aineisto, lyhenteet kts. sivu 4.	29
Taulukko 4. Videomenetelmän kuvauksen tarkistuslista	33
Taulukko 5. Kävelyanalyysien toteutus kirjallisuuskatsauksen aineistossa	35
Taulukko 6. Opinnäytetyön aineistossa tutkittuja muuttujia.....	42
Taulukko 7. WOMAC kivun pahenemisen todennäköisyys varustyöntymän yhteydessä	44
Taulukko 8. WOMAC kivun pahenemisen todennäköisyys varustyöntymän yhteydessä henkilöillä, joilla radiografinen OA ja joilla ei OA:ta.....	44
Taulukko 9. MRI:ssä löydettyjen vaurioiden todennäköinen ilmaatuminen ja paheneminen kun henkilöllä on polven varustyöntymä	45
Taulukko 10. KAM parametrit eri taudin vaikeusasteissa	46
Taulukko 11. Polven nivelmomentti (Nm/bodyweight*height) horizontaalitasossa 1. GRF piikin aikana.	46

Taulukko 12. Keskimääräinen polven kulma (astetta) sagittaali- ja frontaalitasoissa kantaisku-, ensimmäisen GRF piikin- ja varvastyöntövaiheissa	47
Taulukko 13. Polven kinemaattiset ja kineettiset muuttujat terveillä ja kahdella eri nivelrikkotyypillä	47
Taulukko 14. Terveiden ja polven nivelrikkoisten WOMAC-osapisteet	47
Taulukko 15. Kävelyn aikaiset KAM parametrit paljain jaloin ja kiilan kanssa	48
Taulukko 16. Erilaisten pohjallisten vaikutus KAM parametreihin	49
Taulukko 17. Kävelyn testaaminen kuudella eri tavalla ja niiden vaikutus KAM-muuttujiin	50
Taulukko 18. Kävelyanalyysissä huomioitavia seikkoja	54

Lyhenteet

COP (center of pressure) = paineen keskipiste

EKAM (external knee adduction moment) = ulkoinen polven adduktiomomentti

GRF (ground reaction force) = kontaktivoima

HS (heel strike) = kantakontakti

KAM (knee adduction moment) = polven adduktiomomentti

KAAI (knee adduction angular impulse) = polven adduktiokulmaimpulssi

KB (knee brace) = polvituki

KEM (knee ekstension moment) = polven ekstensiomomentti

KFM (knee fleksion moment) = polven fleksiomomentti

KRM (knee rotation moment) = polven rotaatiomomentti

LWI (lateral wedge insole) = lateraalisesti kiilattu pohjallinen

PFOA (patellofemoral osteoarthritis) = polvilumpion ja reisiluun välinen nivelrikko

TFOA (tibiofemoral osteoarthritis) = sääri- ja reisiluun välinen nivelrikko

TO (toe-out tai toe-off) = varpaat ulospäin tai varvastyöntövaihe

Varus thrust = varustyöntymä

1 Johdanto

Nivelrikko on yleisin niveltauti niin Suomessa kuin maailmallakin ja etenkin polven ja lonkan nivelrikko on Suomessa merkittävä kansanterveysongelma (Heliövaara, Slätis & Paavolainen 2008, 1869). Vaikka polven nivelrikkoa tutkitaan paljon, kovin tuoreita tilastoja tai tutkimuksia taudin nykytilasta Suomessa ei löytynyt. Myöskään tuoreimassa Terveys 2011 -tutkimuksessa polven nivelrikon esiintyvyyttä ei tutkittu, mutta polvikipua, kyykistymis- ja kävelyvaikeutta kylläkin. Tämän mukaan nuorempien ikäryhmien nivelkiput ovat yleistyneet, mutta sen sijaan vanhimmissa ikäryhmissä erityisesti naisten vaikeus kyykistyä on harvinaistunut. Vanhemman, Terveys 2000 -tutkimuksen mukaan kliinisesti diagnosoitujen ja ikävakioitujen polven nivelrikkopotilaiden esiintyvyys oli Suomessa naisilla 8.0 % ja miehillä 6.1 %. Alle 44-vuotiailla sitä ei juurikaan esiinny ja huomattavasti yleisempää se on iäkkäämmällä väestöllä. Vanhimmassa miesten ikäryhmässä (+85 v.) polven nivelrikkoa esiintyi yli 44 %:lla. (Kaila-Kangas 2007, 41.)

Suomen Fysioterapeutit on julkaissut kolme omaa suositusta, joista yksi on polven ja lonkan nivelrikon fysioterapia (Fysioterapiasuositukset 2020). Polven nivelrikon hoidossa konservatiiviset lääkkeettömät hoitokeinot ovat ensisijainen hoitokeino ja tavoitteina ovat mm. kivun hallinta, taudin pahenemisen estäminen ja toimintakyvyn edistäminen. Kirurgisia toimia harkitaan vasta kun sairaus aiheuttaa merkittävää toiminnanhaittaa, kipua, raajassa on huomattava virheasento ja taudinaste on KL4 tasoa (Polvi- ja lonkanivelrikko 2018; Ylinen 2020). Keski-Suomen keskussairaalaan lähettämisen yleisin syy on polvioireet ja nivelrikko tavallisin syy oireisiin (Ylinen 2020). Suomessa nivelrikosta aiheutuu vuosittain satojen miljoonien eurojen kustannukset ja noin 6 % työkyvyttömyyseläkkeistä on myönnetty nivelrikon perusteella (Heliövaara ym. 2008, 1868-1869.) Kaikki keinot siis, joilla voidaan edistää nivelrikon hoitoa tai ennaltaehkäistä sitä, katsotaan tärkeiksi.

Polven nivelrikkoiset ovat yksi niistä potilasryhmistä, joille tyypillisesti tehdään tarkempia kävelyn analyysyjä tutkimustarkoituksessa (Kauranen & Nurkka 2010, 380).

Näissä analyyseissä käytetään yhdistellen erilaisia kävelyn biomekaniikkaa mittaavia laitteita ja erityisesti liikkeen tutkimiseen liikeanalysointilaitteistoa (Kauranen 2017, 337). Yksinkertaisimmillaan liikkeen analysointiin tarvitaan vain digitaalikamera, mutta monimutkaisimmillaan kallis kävelyanalysointilaboratorio. (Kauranen & Nurkka 2010, 372 – 373). Mitä tarkemmin analysointi halutaan tehdä, sitä tärkeämmäksi luotettavuustekijät nousevat.

Opinnäytetyön tarkoituksena on tukea Keski-Suomen Keskussairaalan fysiatrian yksikön polven nivelrikkotutkimusta muodostamalla kuvaa siitä, mikä on aiempi tutkimustieto polven nivelrikkaisen kävelystä videoanalyysillä toteutettuna. Kirjallisuuskatsauksen tavoitteena on selvittää, miten kävelyn videoanalyysijä on toteutettu polven nivelrikkaisilla, mitä muuttujia polven nivelrikkaisen kävelystä on tutkittu ja mitä tuloksia niistä on saatu. Kirjallisuuskatsauksesta toimeksiantaja saa tarpeellista tietoa videoanalyysimenetelmistä ja erityisesti luotettavuuteen liittyvistä seikoista toteuttaessaan omaa videointimenetelmällä tehtyä kävelytutkimusta. Työllä lisätään yleistä tietoa siitä, miten kävelyanalyysi videointimenetelmällä toteutetaan ja mistä asioista polven nivelrikkaisen kävelyssä ollaan kiinnostuneita.

2 Polven nivelrikko

Nivelrikolla eli artroosilla tarkoitetaan nivelen rustopinnan vaurioitumista, joka edetessään aiheuttaa kipua ja toimintakyvyn alenemista. Vaikka vaurioituminen tapahtuu pääasiassa nivelrustossa, vaikuttaa sairaus koko niveleen, jolloin muutoksia tapahtuu niin nivelrustossa, luustossa, nivelkapselissa kuin lihaksissakin. Muutokset tulevat hitaasti ja sairaus on parantumaton. Nivelrikkoon ei perimmäistä syytä ole löytynyt, vaikka rustopinnan solumuutokset tiedetään ja sen taustalta on tunnistettavissa useita riskitekijöitä. Näitä ovat esimerkiksi ylikuormittava työ tai liikunta, ylipaino, perimä ja ikä. Nivelrikon hoidossa tärkeintä on kivun lievitys ja toimintakyvyn ylläpito. Parannushoitoa tautiin ei ole, mutta muun muassa liikunta auttaa nivelrikon ehkäisyssä ja toimintakyvyn ylläpidossa. (Tarnanen, Arokoski, Malmivaara & Mattila 2018; Arokoski, Eskelinen, Helminen, Kettunen, Malmivaara, Mattila, Moilanen,

Ojala, Paavolainen, Virolainen, Vuolteenaho, Kiviranta & Ulaska 2018; Pohjalainen 2018.)

2.1 Nivelrikon syntymekanismi

Nivelrikossa tapahtuu nivelruston väliaineen kollageenin kiihtyvää hajoamista. Solutasolla hajottavia tapahtumia nivelessä on korjaavia enemmän. Väliaineen proteoglykaanien ja kollageenin proteolyyttien hajoamiseen osallistuvat mm. metalloproteiinaasit, jotka aktivoituvat tulehdustekijöiden vaikutuksesta. Tällöin nivelrikossa erityisesti proteoglykaanien määrä laskee ja synteesiaktiiviteetti pienenee. Synteesiaktiiviteetin laskiessa vaurioitunut rustokudos ei pysty uusiutumaan ennalleen samalla tavoin kuin ennen. (Martio, Karjalainen, Kauppi, Kukkurainen & Kyngäs 2007, 446-447.) Kun kantava rusto ohenee ja käy epätasaiseksi tai jopa katoaa kokonaan, samanaikaisesti nivelpintojen reuna-alueilla esiintyy luun uudiskasvua eli osteofytoosia. Ajoittain osteofytoosia ilmaantuu ilman rustotuhoakin. Röntgenkuvissa näkyy rustoalaiskudoksen luun kystamaisia kirkastumia. Nivelpinnan muutoksista huolimatta artroosi ei aiheuta anemiaa eikä laskon kohoamista, kuten reumassa usein näkyy. (Vuori, Taimela & Kujala 2013.)

2.2 Polven nivelrikon riskitekijät

Nivelrikon perimmäistä syytä ei tiedetä, mutta nivelrikon aiheuttavia riskitekijöitä, joita on todettu selvästi nivelrikon aiheuttaviksi tekijöiksi, on pystytty jo hyvin kartoittamaan. Iän karttuessa nivelrikko tulee lähes kaikille, mutta osalle se ei aiheuta haittaa. Polvinivelrikolle suurimmat riskitekijät ovat ylipaino, ikä ja perimä. Osa riskitekijöistä, jotka vaikuttavat polvinivelrikon kehittymiseen ovat vammat kuten polven nivelen sisäiset murtumat. Polven vakautta heikentävät nivelsiderepeämät tai kierukan vammat voivat vaikuttaa polvinivelrikon syntymiseen. (Pohjalainen 2018.) Epävakauden on arveltu johtavan polven epäedulliseen kuormitukseen. Tämä johtaa todennäköisemmin alaraajojen virheasentoon, mikä taas lisää nivelrikon riskiä. (Arokoski, Lammi, Hyttinen, Kiviranta, Parkkinen, Jurvelin, Tammi & Helminen 2001.)

Liikunta on terveyttä, lihasvoimaa ja liikkuvuutta ylläpitävää toimintaa. Kohtuullinen liikunta parantaa nivelruston biologisia ominaisuuksia. Vapaa-ajan liikuntamuodot kuten juoksu tai hölkkä eivät ole yhteydessä polven nivelrikon riskiin. Kilpaurheilu, etenkin kilpaurheilun aloittaminen melko myöhään keski-iällä, voi altistaa polven nivelrikolle. Riskiä lisää iskukuormitukseen altistava kilpaurheilu. (Arokoski ym. 2001.)

Nivelrikko on ylipainoisilla yleisempää kuin normaalipainoisilla ja polven nivelrikon ylipaino on merkittävä riskitekijä. Ylipainoisilla polven nivelrikko on niillä yleisempää, joilla painoindeksi (BMI) on 30-35 kg/m². (Martio ym. 2007.) Ylipainon ja nivelrikon yhteys on selvä riippumatta siitä, onko nivelrikko patellofemoraalinen tai tibiofemoraalinen. Ylipainoisilla on toisaalta esiintynyt myös nivelrikkoa käsien nivelissä. Siinä tapauksessa ei voida täysin syyttää painon aiheuttamaa mekaanista kuormitusta. On arvioitu, että syy voi löytyä metabolisista muutoksista kehossa, mutta selvyyttä asiaan ei ole saatu. (Arokoski ym. 2001.)

Aiemman käsityksen mukaan nivelrikossa on kyse ikääntymiseen liittyvästä ruston kulumasairaudesta, mutta uudemman käsityksen mukaan nivelrikko on pikemminkin tautiryhmä, ei itsenäinen tauti, ja siihen kuuluu perintötekijöiltään ja ilmiänsuultaan monenlaisia potilaita. Se on ikään kuin moninaisten tautiprosessien lopputulos. (Welling 2017.) Väitöskirjassaan potilasturvallisuuslääkäri Maiju Welling (2017) on tuonut esille nivelrikon moninaisen tautikuvan. Tiedetään, että perimä on yksi riskitekijöistä ja Welling tuo väitöskirjassaan esille altistavia geenejä. Väitöskirjassa vahvistui myös käsitys, kuinka biomekaanisilla tekijöillä on merkitystä nivelrikon synnyssä.

2.3 Oireet ja vaikutus toimintakykyyn.

Polven nivelrikkoisen oireita ovat rasituksessa esiintyvä polven ympärillä painottuva kipu ja jäykkyys liikkeelle lähtiessä. Kipu ilmaantuu liikkeissä, joissa ollaan jalkojen tai yhden jalan varassa, kuten kävely portaita ylös noustessa. Pyöräily tai uiminen tuottavat polvirikkoiselle yleensä vähemmän kipua ja ovatkin siksi yksi hyvä kuntoutusmuoto. Nivelrikko vaikuttaa toimintakykyyn vaikeuttamalla tasamaalla ja portaissa kävelyä, ojennus- ja koukistusliikkeiden rajoitusten myötä. Hiljalleen rustokudoksen vähenemisen tai katoamisen myötä nivelrikko muuttaa polven ulkomuotoa. Polvessa voi esiintyä turvotusta ja voi kehittyä valgus- tai varusvirheasentoja. (Arokoski ym.

2018.) Tyypillinen vaikutus toimintakykyyn polvinivelrikkoisella on vaikeus istuvasta asennosta nouseminen ylös, pitkään istumisen jälkeen. Polven liikkeiden rajoittumisen myötä arjessa toimiminen, kuten pukeutuminen ja jalkojen hygieniasta huolehtiminen voi vaikeutua. Tilanteesta voi kehittyä noidankehä, jos liikkuminen on kivuliasta ja ihminen jää paikalleen. (Kauranen 2017, 217.)

Vaikka polven nivelrikossa kipu on monesti paikallinen, se voi säteillä säären yläosaan tai reidessä lonkaniveleeseen asti. Patellofemoraalisessa nivelrikossa kipu paikantuu usein polven etuosaan erityisesti porraskävelyn yhteydessä. Sairauden edetessä polven nivelrikossa alkaa esiintymään lepo- ja yösärkyä. (Kauranen 2017, 217.)

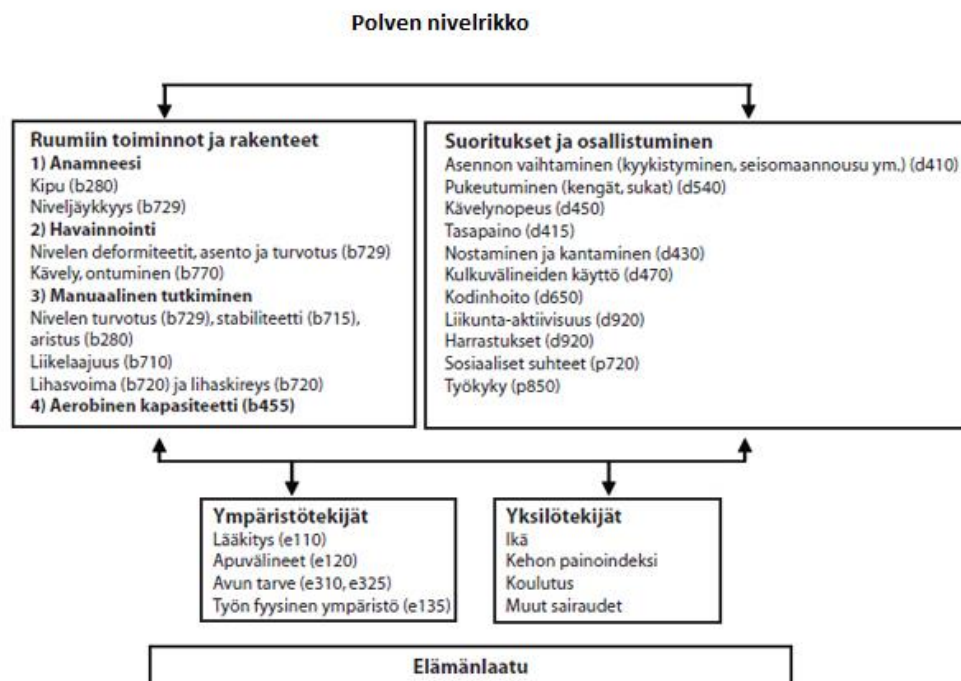
Polven instabiliteetti on tyypillinen oire polven nivelrikkoisella ja sitä kuvataan painonvarauksen aikaisena periksi antamisena, luistona tai siirtymisenä. Periksi antaessa polven mekaaninen stabilointi jostain syystä epäonnistuu. Instabiliteetilla ei ole olemassa standardoitua, objektiivista määritelmää, vaikka polven instabiliteettiin liittyviä tutkimuksia on tehty. Syitä polven nivelrikon epävakauden tunteeseen voivat vaikuttaa useat tekijät kuten nivelerosio, tasapaino, valgus-varussuuntainen löysyys, heikentynyt proprioseptiikka, niveleen kohdistuvat voimat, alentunut lihasvoima ja kipu. (Bennell, Hinman, Wrigley, Creaby, M.W. & Hodges 2011)

Monet polven nivelrikko potilaat, joiden oireena on instabiilius kertovat sen vaikuttavan toimintakykyyn. (Fitzgerald, Irrgang & Piva 2004). Instabiiliudella on vaikutusta kaatumisen pelkoon, tasapainovarmuuden heikkenemiseen, se rajoittaa aktiivisuutta ja sillä on yhteys huonoon fyysiseen kuntoon (Felson, Lewis, Nevitt, Nguyen, Niu, White, Rasmussen & Segal 2014).

2.4 Diagnosointi ja fysioterapia

Polven nivelrikko diagnosoidaan lääkärin toimesta kliinisen kuvan lisäksi manuaalisen tutkimisen, potilaan kuvaamiin oireisiin ja röntgenkuvien perusteella. (Polvi- ja lonkanivelrikko käypähoito 2018.) Yleensä röntgenkuvissa havaitaan kaventunut nivelrako tai nivelen reunoille kasvaneita osteofyyttejä. Röntgenkuva ei ole aina suoraan verrannollinen oireisiin. Röntgenkuvissa todettu polven nivelrikko voi olla myös täysin oireeton. (Kauranen 2017, 217.)

Kliinisen kuvan muodostamisessa tarkastellaan potilaan kävelyä ja yleistä liikkumista. Nivelkipu aiheuttaa ontumista, kävelynopeus ja askelpituus saattavat pienentyä ja kyykistyminen voi tuottaa kipua. Niin kävellessä kuin seisoessa katsotaan potilaan alaraajan linjausta. Polven varus- ja valgusvirheasennot saattavat tulla esiin. Polven nivelrikon manuaalisessa tutkimuksessa tarkastellaan polven liikkuvuuslaajuutta ja lihasvoimaa. Tutkimuksessa käytetään usein goniometriä. Polvinivelrikossa voi ojenus- ja koukistusvoima heikentyä. Usein arvioidaan erotusdiagnostisesti nivelen sisäinen nestemäärä, nivelraon aristus, nivelen stabiliteetti ja ristisiteiden ja nivelkieru- koiden vaurioiden mahdollisuutta. (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018.) Polven ja lonkka nivelrikon fysioterapiasuosituksessa (2020) on kuvattu polven nivelrikon toimintaky- vyn arvioi ICF-viitekehityksessä fysioterapeuttisesta näkökulmasta (Kuva 1).



Kuva 1. Polven nivelrikkopotilaan tutkiminen ICF-viitekehityksen mukaan (Mukailtu lähteestä Fysioterapiasuositukset 2020)

Kellergan & Lawrence luokitus

Polven nivelrikon diagnosointiin röntgenkuvien perusteella on usein käytetty Kellergan & Lawrence 1957 esittelemä K-L -luokitus. Polvi- ja lonkkanivelrikko käypä hoito -suosituksen työryhmä suosittaa K-L-luokitusta käytettäväksi nivelrikon radiologiseen diagnosointiin. Luokitus perustuu nivelen rakenteen muutoksiin ja sen kuvaaviin muuttujiin, joita on esitelty aikaisemmassa luvussa. Luokitus on näytönasteeltaan

vähintään kohtalainen. (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018.) Luokituksessa tauti on jaettu viiteen eri vakavuusluokkaan seuraavasti:

- 0, ei muutoksia nivelen rakenteessa. Ei nivelrikkoa.
- 1, Mahdollinen nivelraon kaventuminen ja reunaosteofyytti. Mahdollinen nivelrikko.
- 2, selvät osteofyytit ja mahdollinen nivelraon kaventuminen. Minimaalinen nivelrikko.
- 3, useita kohtalaisia osteofyyttejä, selvän nivelraon kaventuminen ja jonkin verran skleroosia ja mahdollinen luiden päiden deformiteetti (epämuodollisuus). Kohtalainen nivelrikko.
- 4, kookkaita osteofyyttejä, merkittävä nivelraon kaventuminen, vaikea skleroosi ja selvä luiden päiden deformiteetti. Vakava nivelrikko.

K-L -luokituksesta on tehty monia luotettavuusarvioita ja verrattu muiden luokitusten kanssa. K-L -luokitusta on arvosteltu oletuksesta, että polven nivelrikon radiograafiset löydökset menevät juuri näin lineaarisesti kuin edellä on mainittu. Siitä huolimatta luokitus on laajasti käytetty sekä kliinisessä että tutkimustyössä. Alkuperäisartikkelissa 1957, Kellegran ja Lawrence tekivät luokituksen tarkoituksenaan luoda standardiluokitus, joka auttaa polven nivelrikon arvioinnissa. (Kohn, Sassoon & Fernando 2016.)

Nivelrikko on etenevä sairaus, jota konservatiivinen hoito voi korkeintaan hidastaa. Se ei pysäytä jo alkaneita vaurioita tai pysäytä sitä kokonaan. Konservatiiviseen hoitoon kuuluu mahdollinen ylipainon pudotus, polvien kuormituksen vähentäminen ja lihasvoiman vahvistaminen. Liikunnan täytyy olla liikkuvuutta ja lihasvoimaa ylläpitävää. (Vuori ym. 2013.) Lääkehoito on nivelrikossa oireita helpottavaa ja sen tavoitteena on parantaa toimintakykyä. Usein käytössä on kipulääke, vaikka lääkehoidon lääkäri katsoo jokaiselle nivelrikkopotilaalle yksilöllisesti. Nivelrikon hoitoon on kuulunut atroskopia eli polvileikkaus tähystämällä. Nykykäsityksen mukaan atroskopia ei ole vaikuttava nivelrikon hoitomuoto. Polvinivelen tähystyksen yhteydessä tehtävä

puhdistus ei näytä vaikuttavan potilaan kipuun tai toimintakykyyn lumekontrolloitujen tutkimusten perusteella. On todettu, että aerobinen liikunta ja lihasharjoittelu vähentävät nivelrikkopotilaan oireita ja ylläpitävät toimintakykyä. (Arokoski ym. 2018.)

Polvituet, kantakiilaus ja kenkätuet ovat yksi nivelrikon kivun hoitoon käytetyistä, konservatiivisista hoitokäytännöistä. Polvitukina voidaan käyttää jäykkiä polviortooseja, joita käytetään ensisijaisesti instabiilissa polvessa ja mediaalisen nivelrikon hoidossa. Osa polvituista on myös elastisia. Polvituet saattavat vaikuttaa nivelrikossa kivun hoitoon ja toimintakyvyn parantamiseen. Jos polven nivelrikossa on varus suuntaista virheasentoa, valgisoivasta polvituesta voi olla apua. (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018.) Keski-Suomen keskussairaalan tutkimuksessa polvitukena käytetään Unloader polviortoosia. Yritykseltä Respecta Oy, joka tarjoaa apuvälineitä ja niihin liittyviä palveluita, löytyy Unloader One -polvituki. Tuote-esittelyssä on kerrottu, että polvituen hihnoilla voi säädellä kuormituksen kevennyksen tasoa. Hihnojen avulla polven asentoa säädetään varus- tai valgusasentoon. Sen tarkoituksena on vähentää vahingoittuneiden nivelpintojen kuormitusta ja vähentää kipua. Polvi- ja lonkkanivelrikko (2018) käypä hoitosuosituksessa mainittujen lähteiden tutkimuksissa, oli polvituelle vaikutavuutta nimenomaan kipuun ja toimintakykyyn. Tutkimuksissa oli yhteistä valguspolviortoosi ja koehenkilöiden varusvirheasento. Tutkimuksissa ei tarkasteltu polviortoosin biomekaanisia vaikutuksia kävelyyn. (Mts.)

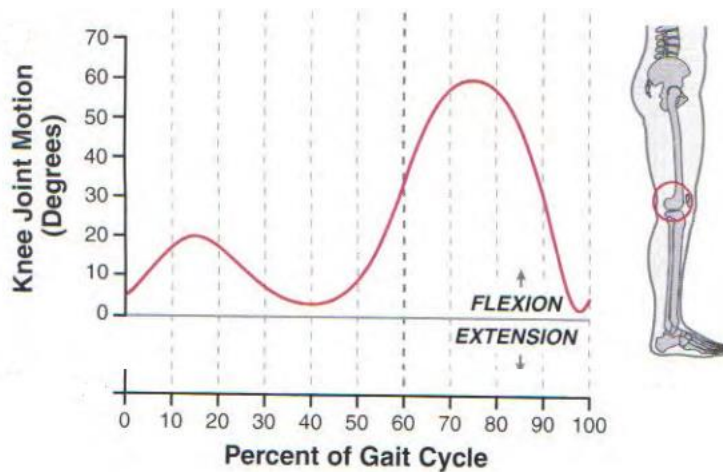
Jalkapohjan ulkosivulta eli lateraalisesti kiilattu pohjallinen on yksi käytetyistä hoitomuodoista. Polven ja lonkkanivelrikon käypä hoito -suositusten mukaan lateraalisesti kiilattu pohjallinen ei vähennä kipua tai paranna toimintakykyä. Näiden pohjallisten perimmäisenä ajatuksena on muuttaa varussuuntaista virheasentoa nivelrikkoisella kävellessä. Fysioterapiasuositusten (2020) mukaan lateraalisesti kiilattu pohjallinen vähentää varussuuntaista vääntömomenttia kävellessä ja näin se edesauttaa vähentämään polven mediaalisen osan kuormitusta. Aiheesta on ristiriitaista näyttöä. Kuormitusta absorboivien jalkineiden on todettu olevan hyötyä vaimentaen jalkapohjaan ja sääriluun yläosaan kohdistuvaa kuormitusta, mutta nivelrikon hoidossa sen vaikutavuutta ei ole systemaattisesti tutkittu (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018).

3 Polven biomekaniikkaa

Polvi on kuormaa kantava nivel kahden pitkän vipuvarren välillä ja siihen kohdistuu kehon painosta johtuvia suuri voimia. Tukivaiheen aikana polvea stabiloivat tekijät korostuvat ja heilahdusvaiheessa polven liikkuvuus vastaavasti korostuu. Polven pääasiallinen liike on koukistuminen-ojentuminen ja toissijaisia abduktio-adduktio sekä sisä- ja ulkokierto. Sagittaalitasoon liike on ainoa mikä voidaan silmin havaita, ellei kyseessä ole patologian aiheuttama nivelen liiallinen liikkuvuus. (Perry & Burnfield 2010, 85-86.)

3.1 Polven liike sagittaalitasossa

Normaalin tasamaakävelyn onnistumiseksi polven liikelaajuuden tulisi olla täydestä ojennuksesta 60 asteen fleksioon. Alkukontaktissa reisilihas on ojentanut polven lähes täyteen ojennukseen, jonka jälkeen polvi koukistuu 10 – 15 astetta kävelysyklin ensimmäisen 15% aikana. Reisilihas kontrolloi koukistumista eksentrisellä lihastyöllä absorpoiden alkukontaktista tullutta energiaa ja ottaen vastaan kehon painon. Kohti keskitukivaihetta polvi lähtee ojentumaan ja saavuttaa lähes täyden ojennuksen kannankohotusvaiheessa, jonka jälkeen polvi lähtee jälleen koukistumaan ja on noin 35 asteen fleksiossa varvastyöntövaiheessa. Maksimaalinen, noin 60 asteen polven koukistus saavutetaan keskiheiladusvaiheen alkuvaiheilla, 73% kohdalla kävelysykyistä (Kuva 2). (Simoneau 2002, 538.)



Kuva 2. Polven liike sagittaalitasossa (Mukailtu Simoneau 2002, 536)

Kirtley (2006, 231-232) kirjoittaa, että polven fleksion kontrolli kuormitusvasteen aikana voi heiketä johtuen reisilihaksen heikkoudesta tai polvikivusta ja näkyä tukivaiheen fleksioliikkeen puuttumisena, jolloin polvi on ojentuneena koko tukivaiheen ajan. Minimoimalla reisilihaksen työtä, kipupotilas estää lihastyöstä aiheutuvan kipua tuottavan suuremman luukontaktin.

3.2 Polven liike frontaalitasossa

Polven abduktio- ja adduktiosuuntainen liike on polven sekundäärinen liike ja tässä suunnassa polvi on lähes stabiloitu. Normaalisti polvi on käytännöllisesti katsoen stabiili frontaalitasossa, vain pieni (1.2°) vaikeasti mitattava abduktio (valgus) liike ilmenee läpi koko tukivaiheen, joka lisääntyy muutamalla asteella heilahdusvaiheessa. (Simoneau 2002, 540).

Epäoptimaalisessa tilanteessa tukivaiheen aikana polvesta voidaan nähdä silmin havaittava dynaaminen työntymä varus- tai valgussuuntaan. Työntymä ilmenee alaraajan ottaessa painon vastaan tukivaiheen aikana ja palaa normaalimpaan linjaukseen heilahdusvaiheen aikana. Työntymä on merkki polven dynaamisesta instabiliuudesta frontaalitasolla ja lisääntyneestä kuormasta polven mediaaliseen tai lateraaliseen osaan ollen täten yksi polven nivelrikon kehittymisen riskitekijöistä. (Chang, Hochberg, Song, Dunlop, Chmiel, Nevitt, Hayes, Eaton, Bathon, Jackson, Kwoh & Sharma 2010, 1404.) Dynaaminen työntymä voidaan mitata myös määrällisesti. Kuroyanagin,

Naguran, Kiriyan, Matsumoton, Otanin, Toyaman ja Sudain tutkimuksessa työntymä määritettiin HKA-kulman (hip-knee-ankle) avulla, jossa työntymä oli kantakontaktin aikaisen kulman ja tukivaiheen aikaisen maksimaalisen kulman ero. Tutkimuksessa maksimi kulma ilmeni lähellä polven ekstensiota. (Kuroyanagi ym. 2012.)

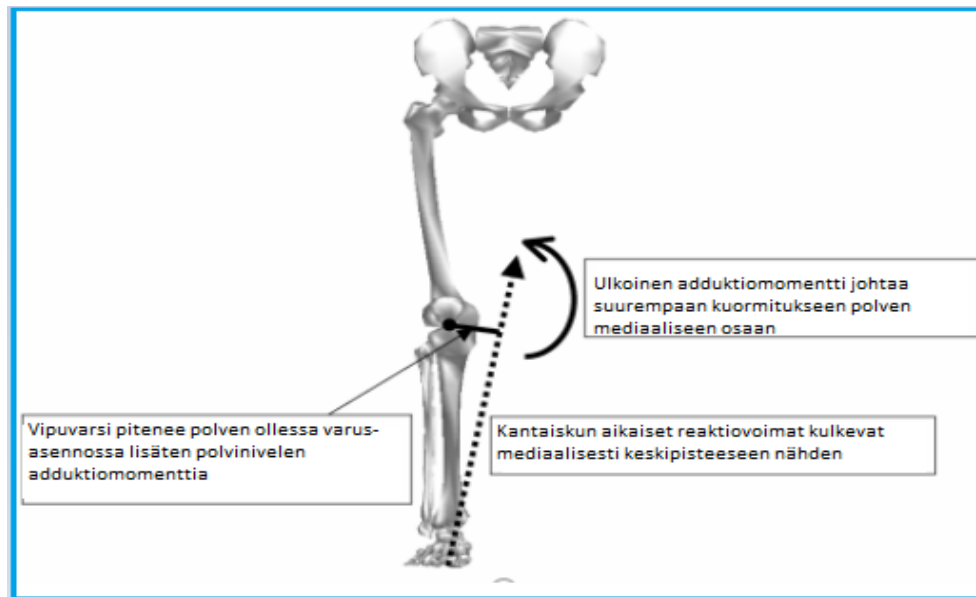
Dynaamisen ja staattisen polven linjauksen välille on käsitteinä syytä tehdä ero, vaikkakin ne liittyvät läheisesti toisiinsa. Polven dynaaminen linjaus tapahtuu painonvaurausvaiheessa ja staattista linjausta tutkitaan radiografialla ilman, että jalka liikkuu. Esimerkiksi henkilöillä, joilla on todettu radiografisin löydöksiin varussuuntaista linjausta, ei välttämättä ole dynaamista varusta. Kävelyn aikainen linjaus on merkittävää, koska se vaikuttaa voimien jakautumiseen polvessa. (Lo, Harvey & McAlindon 2012, 2257.)

3.3 Polven dynaaminen kuormitus

Changin, Moision, Chmielin, Ecksteinin, Guermazilin, Prasadin, Zhangin, Almagorin, Belislen, Hayesin ja Sharman (2015) mukaan polveen kohdistuvaa tarkkaa kuormitusta ei voida mitata suoraan noninvasiivisesti. Polven ulkoinen adduktiomomentti (EKAM tai joissain lähteissä pelkkä KAM) on yksi yleisimmistä polven nivelrikkoisten kävelyanalyysistä mitatuista muuttujista ja sen ajatellaan kuvaavan polven mediaalisen osan kuormaa (Hunt, Birmingham, Giffina & Jenkyn 2006, 2213-2214.)

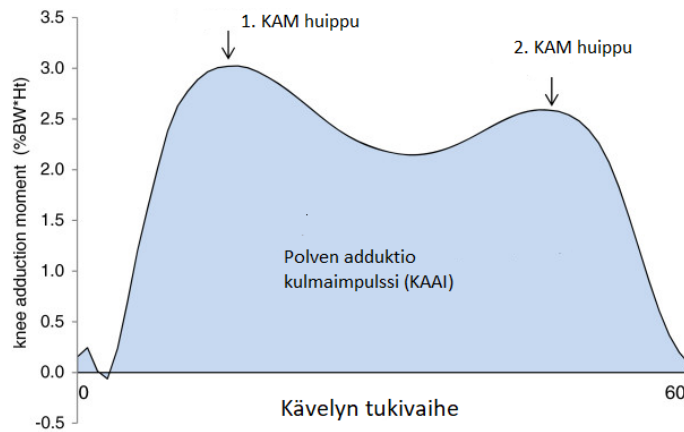
Kun kehoon vaikuttaa ulkoinen voima jonkin matkan päästä nivelkeskuksesta, nivel pyrkii kiertymään voiman suuntaan. Tätä niveleen kohdistuvaa vääntövaikutusta kutsutaan nivelmomentiksi ja se voi vaikuttaa niveleen kaikilla kolmella eri liiketasolla. Frontaalitasossa tukivaiheen aikana maan reaktiovoimasta aiheutuva ja polvessa vaikuttava nivelmomentti pyrkii kääntämään säärtä adduktioon suhteessa reisiluuhun, jolloin lateraalinen nivelrako suurentuu ja kuorma kohdistuu polven mediaaliselle syrjälle. Jotta polvi pysyisi stabiilina tällä tasolla, polveen kohdistuu vastaavasti sisäisiä vastavoimia vetäen säärtä abduktioon. (Kirtley 2006, 75; Simoneau 2002, 554-

558.) KAM on laskennallinen tulos pääasiassa polveen vaikuttavasta maan kontaktivoimasta (GRF) ja GRF vektorin etäisyydestä (lever arm) polven rotaatiokeskuksen välillä (Kuva 3) (Hunt, Birmingham, Giffina & Jenkyn 2006).



Kuva 3. Esitys polven adduktiomomentista (Mukailtu lähteestä Bennell & Hinman 2009)

KAM:ssa esiintyy kaksi piikkiä (Kuva 4), ensimmäinen on tukivaiheen ensimmäisessä puolikkaassa ja toinen tukivaiheen loppupuolella (Levinger, Hylton, Menz, Morrow, Bartlett, Feller & Bergman 2013). Adduktiomomentin suuruuteen on pyritty vaikuttamaan parantamalla linjausta mm. polvituilla ja kirurgisin toimin ja vaikuttamalla reaktiivoiman suuruuteen painon pudotuksella. (Hunt ym. 2006). Henkilö saattaa myös itse yrittää pienentää adduktiomomenttia lihastyöllä, mutta seurauksena on, että polvea puristavat voimat kasvavat (Schipplein & Andriacchi 1991, 118).



Kuva 4. Polveen vaikuttava frontaalitason ulkoinen nivelmomentti. KAAI on alue, joka jää graafisen adduktiomomenttiviivan alle (ottaa huomioon tukivaiheen aikaisen ajan, jossa KAM vaikuttaa). (Mukailtu lähteestä Levinger ym. 2013.)

Sagittaalitasossa kuormitusvasteen aikana maan kontaktivoima vaikuttaa polvinivel-
len takana vetäen polvea fleksioon. Alkukontaktin aikana nettomomentti on suu-
rempi fleksioon, jolloin hetkellisesti polvi koukistuu. Nopeasti, noin 4 % kohdalla kä-
velysykleistä nettomomentti muuttuu ekstensiovoittoiseksi ojentajalihasten työn seu-
rauksena ja polvi lähtee ojentumaan. (Simoneau 2002, 554-558.) Fleksio- ja eks-
tensiomomentit ovat myös polven kuormitukseen liittyviä muuttujia, joita tutkitaan.

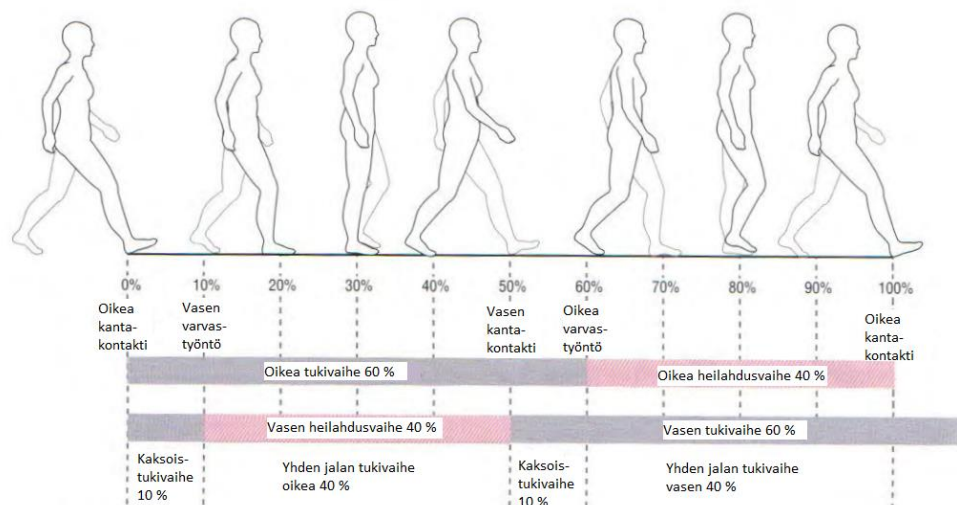
4 Kävely

Kävely on ihmisen perusliikkumisen muoto, joka on myötäsyntyistä, luonnollista ja
pitkälti automatisoitunutta. Se on myös ihmisen liikkumisen pääasiallinen etenemi-
sen muoto. Kävelyssä on suuria yksilöllisiä vaihteluita, mutta terveellä yksilöllä se on
melko vaivatonta ja koordinoitu tapahtumaan vähällä energian kulutuksella. (Kaura-
nen & Nurkka 2010, 368 – 369.)

4.1 Kävelyn vaiheet ja niihin liittyviä muuttujia

Kävelysyklin katsotaan yleensä alkavan toisen jalan kantakontaktista (alkukontakti)
(0%) ja kun takana oleva jalka siirtyy eteen, kävelijä on ottanut yhden askeleen (50%)

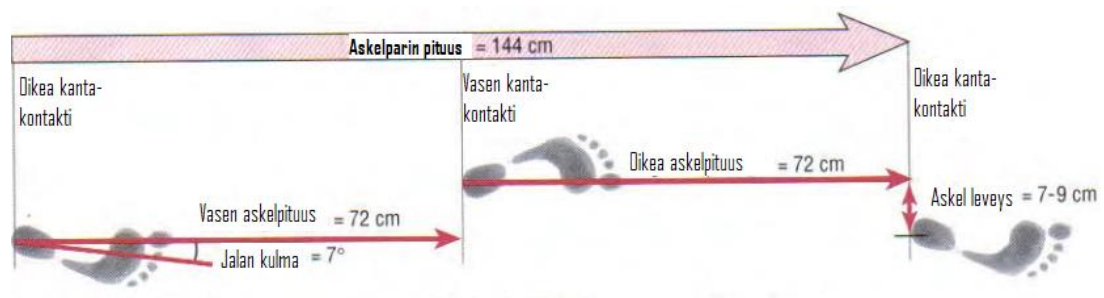
(Kuva 1). Kävelysykli päättyy, kun kantakontaktilla aloittanut jalka palaa kantakontaktiin (100%). Yksi kävelysykli on yksi askelpari. Kävelystä voidaan erottaa karkeasti kaksi vaihetta, tuki- ja heilahdusvaihe. Tukivaiheen osuus on noin 60 % askelsykleistä ja heilahdusvaiheen noin 40 %. Kävelystä voidaan erotella myös kaksoistukivaihe, mikä on 20 % koko kävelysykleistä ja se jakautuu kahteen osaan kävelysyklin aikana: aloittavaan (10%) ja päättävään (10 %). Kaksoistukivaihe on yksi kävelyn määrittäjä ja kun tätä vaihetta ei ole, kävelynopeus on kasvanut ja kävely on muuttunut juoksuksi. (Kirtley 2006, 16-17.) Tarkemmassa jaottelussa tukivaiheeseen kuuluu 5 osavaihetta: kantaisku- (alkukontakti), kuormitusvaste (kahden jalan tuki, painonsiirtovaihe), keskituki- (yhden jalan tukivaihe), päättävä tukivaihe (kannankohotus) ja varvastyöntövaihe. Kannankohotus ja varvastyöntövaihe on kaksoistukivaihetta, jolloin paino lähtee siirtymään toiselle jalalle ja samalla valmistaa jalkaa heilahdusvaiheeseen. Heilahdusvaiheeseen kuuluu alku-, keski- ja loppuheilahdusvaihe. (Magee 2014, 982.)



Kuva 5. Kävelyn vaiheet (Mukailtu Simoneau 2002, 532)

Kävelyn vaiheisiin liittyvät mitattavat muuttujat voidaan jakaa spatiaalisiin ja temporaalisiin muuttujiin. Spatiaalisia, eli avaruudellisia muuttujia ovat askelparin pituus, yhden askeleen pituus ja –leveys sekä jalkaterän kulma (Kuva 2). Temporaalisia, eli ajallisia muuttujia ovat askeltiheys, askeleeseen ja askelsykliin käytetty aika. Kävelynopeus sisältää sekä avaruudellisen että ajallisen mittauksen, joka kertoo edetyn matkan tietyssä ajassa. Kävelynopeus on usein kaikista paras kävelykyvyn mittari. (Si-

moneau 2002, 527-528.) Kirtleyn (2006, 21) mukaan kävelynopeudesta, askeltiheydestä ja askelparin pituudesta muodostuvat kolme tärkeintä kävelystä mitattavaa muuttujaa. Terveen aikuisen keskimääräinen askelsykliin käytetty aika on hieman yli 1 sekunti, kattaen noin 1.44 m matkan ja edustaen näin kävelynopeutta 1.37 m/s (Simoneau 2002, 528). Askeltiheys tarkoittaa askelten määrää minuutissa ja se vaihtelee riippuen mm. pituudesta, mutta aikuisilla tämä arvo on keskimäärin 90 - 120 askelta/min. Askelleveys kuvaa jalkaterien etäisyyttä toisistaan sivuttaissuunnassa, joka on kantapäiden sisälaidoista mitattuna noin 8 - 10 cm. Jalkaterän kierto sisään- tai ulospäin muodostaa kulman jalkaterän suunnan ja menosuunnan välillä ja useimmiten se on ulkokierrossa 5 – 18 astetta (Kuva 2). Edellä mainittujen muuttujien tulisi olla yhtenevät molempien jalkojen kesken. (Magee 2014, 981-986,996.)



Kuva 6. Spatiaalisia kävelyn muuttujia ja niiden normaaleja arvoja (Mukaiutu Simoneau 2002, 527)

4.2 Kävelyn analysointi

Suomen kielessä käytetään sanaa kävelyn analysointi, jonka englanninkielinen vastine on gait analysis. Sana gait tarkoittaa käyntiä, astuntaa, etenemistä ja kuvastaa tapaa kävellä, kun taas walk tarkoittaa kävelyä (prosessina). (Kauranen & Nurkka 2010, 381.)

Kävelyn analysointia käytetään pääasiassa kliinisessä potilastyössä tai tieteellisissä tarkoituksissa. Kävelyä voidaan arvioida laadullisesti havainnoimalla potilasta suoraan tai videotallenteesta, tai sitten kävelyä voidaan arvioida määrällisesti käyttämällä kävelyn analysointiin tarkoitettuja laitteita. (Kauranen 2017, 336.) Karkeasti ja otellen kävelystä mitattavia asioita on viisi. Kolme niistä mittaa yksityiskohtaisia kävelynpiirteitä, joista muodostuu kävely, kuten 1. yksittäisten nivelliikkeiden ajoitus ja suuruus (liikeanalyysi), 2. lihasaktiiviteetti ja 3. voimat ja kuormitus. Kahdessa jäljelle

jäävässä ollaan kiinnostuneita enemmän kävelykykyyn liittyvistä seikoista, kuten kävelysykliin liittyvät asiat ja energian kulutus. Laitteita voidaan myös yhdistää, jolloin saadaan kokonaisvaltaisempi kuva kävelystä. (Perry & Burnfield 2010, 403.) Kliinissä työssä tarkempien analyysien tarkoituksena on yleensä poikkeavuuksien määrittely normaalikävelystä, diagnosointi ja/tai sen varmennus, terapiatarpeen tai sen tuloksellisuuden määrittely, apuvälinetarpeen määrittely, leikkaustarpeen tai sen tuloksellisuuden arviointi ja terapian motivointi. Tarkempia kävelyanalyyseja tehdään enemmän tietyille potilasryhmille, joista yhtenä ovat nivelrikkopotilaat. (Kauranen & Nurkka 2010, 380.)

Havainnointiin perustuva kävelyn analysointi on taito, mikä vaatii hyvät perustiedot liikkumisesta, siihen vaikuttavista tekijöistä ja paljon harjoittelua. (Kauranen & Nurkka 2010, 371; Bassile & Hayes 2016, 194). Fysioterapeutin tulee oppia havainnoimaan yhdeksää kehon pistettä: pää, hartiat, käsivarret, vartalo, lantio, lonkat, polvet, nilkat ja jalkaterät sekä samalla verrata kävelyä normaaliksi katsotun kävelyn piirteisiin (Bassile & Hayes 2016, 194). Kaakkolan (2018, 1018) mukaan kliinisellä arviolla päästään melko tarkkaan arvioon kävelyvaikeuden syystä, koska eri sairaudet aiheuttavat omat erityispiirteensä kävelyyn. Poikkeava kävely voi aiheutua joko lihaksiston, luuston, nivelistön, hermoston tai verenkierron toimintahäiriöistä. Polven nivelrikköisen kävely voi olla antalgista eli nivelkivusta johtuvaa ontuvaa kävelyä. (Kaakkola 2018, 1018- 1020.) Tällöin kipeän alaraajan tukivaihe on lyhyempi kuin oireettoman ja oireettoman raajan heilahdusvaihe on lyhentynyt. Seurauksena on oireisen raajan lyhentynyt askel, hidastunut kävelynopeus ja askeltiheys. (Magee 2014, 1007.)

Tarkempaan kävelyn analysointiin käytettyjä biomekaanisia mittauslaitteita ovat liikeanalysointijärjestelmät, voimalevyanturit, elektromyografialaitteisto, jalkapohjan painejakaumaa mittaavat pohjalliset ja alustat, kävelymatot, valoportit, nivelkulmamittarit, kiihtyvyyssanturit ja hengityskaasuanalysointorit (Kauranen & Nurkka 2010, 389-407). Liikeanalysointijärjestelmillä voidaan tutkia kävelyn kinemaattisia (kinematiikka = liikeoppi) ominaisuuksia, eli kehon segmenttien asentoa ja niiden liikkeen suuntaa, nivelten kulmaa, kulmanopeuksia ja kiihtyvyyksiä. (Kauranen 2017, 337.) Kinematiikan osa-alueella ei oteta huomioon kehon osiin vaikuttavia voimia (kinetiikka) (Kauranen & Nurkka 2010, 11). Jos liikettä analysoidaan jollakin siihen tarkoitettulla laitteella, yksinkertaisimmillaan se on liikkeen tallentamista yksinkertaisella halvalla

digitaalikameralla. Liikkeestä jää tallenne ja sitä voidaan analysoida lähinnä laadullisesti tai korkeintaan sitä voidaan määrällisesti käyttää nivelten liikelaajuuksien mittaamiseen. Tarkkojen määrällisten muuttujien mittaamiseen tarvitaan kuitenkin tarkempia liikkeen analysointijärjestelmiä. (Kauranen & Nurkka 2010, 372-373.) Kävelystä liikeanalysointijärjestelmillä yleisimpiä analysoitavia parametrejä ovat lonkka-, polvi- ja nilkkanivelten paikkojen muutokset, nopeudet, kiihtyvyydet, nivelten kulma- muutokset, kulmanopeudet ja -kiihtyvyydet (Kauranen 2017, 337).

4.3 Videointi analyysimenetelmänä

Video- tai valokuvauskameroiden käytöllä ilman erityisiä liikeanalysointilaitteistoja ei päästä tekemään tarkkoja numeerisia analyysyjä, koska menetelmästä puuttuu kalibroitamismahdollisuus ja tällöin etäisyyksien analysointi on mahdotonta. Nivelkulmien mittaaminen tietyllä tarkkuudella kuitenkin onnistuu, mutta silloin on huomioitava, että kamera on oikeassa kulmassa mitattavaan liiketasoon nähden ja riittävän kaukana mittauskohteesta, jotta linssin kaarevuudesta johtuva mittavääristymä olisi mahdollisimman pieni. Perspektiivisten mittavääristymien ehkäisemiseksi kuvaan voidaan asettaa keppi, jonka pituus tiedetään. Kepin tulee olla samalla etäisyydellä ja samassa kulmassa kameraan nähden kuin analysoitava kohdekin. Tällaisessa analyysissä mitattavan kohteen liikkumiset kamerasta poispäin ja kohti eivät ole luotettavia, mutta liikkeitä voidaan tarkastella joko sivusuuntiin tai ylös- ja alassuuntiin. (Kauranen & Nurkka 2010, 372.)

Jos kävelystä halutaan tehdä tarkkoja numeerisia analyysyjä, käytetään tähän kalibroitamismenetelmiin perustuvia tietokoneohjelmia ja laitteita. Tarkastelu voidaan tehdä joko kaksi- tai kolmiulotteisesti, riippuen kameroiden määrästä. Kahden kameran käyttö mahdollistaa kävelyn kolmiulotteiden analysoinnin, mutta edellytyksenä on, että molemmat kamerat videoivat analysoitavan kohdan yhtäaikaisesti. Kahden kameran käytöllä analysointi rajoittuu unilateraaliseksi. Bilateraallinen analysointi vaatii yleensä vähintään kuusi kameraa. (Kauranen & Nurkka 2010, 373 ja 391.) Riittävän tarkkaan kävelyn analysointiin riittää 60 Hz:n otantataajuus, mutta muut vaativimmat liikesuoritukset vaativat 100 – 1000 Hz otantataajuuksia. (Perry & Burnfield 2010, 409). Laitteistolla tulee kalibroida kuvattava alue ja kameroiden paikat (Kirtley 2006,

54). Lisäksi määritetään koordinaatiosysteemi, kehon segmentit ja nivelkeskukset (Cappozzo, Croce, Leardini & Chiari 2005).

Objektiivisessa videoidussa kävelyanalyysissä tarkoituksena on seurata kehon segmenttien liikkeitä. Kehonsegmentit ja nivelkeskukset määritetään heijastinmarkkereilla ja liikettä seurataan näiden markkereiden avulla. Markkerit voivat olla eri kokoisia riippuen analysoitavan kehon kohdasta ja kameran etäisyydestä mitattavaan kohteeseen (Kauranen & Nurkka 2010, 376). Osa markkereista on teknisiä ja ne poistetaan testiin (Cappozzo, Catani, Della Croce & Leardini 1995). Testin aikana kehoon jäävillä markkereilla seurataan segmenttien liikkeitä ja 2D-menetelmässä riittää kaksi markkeria, kun 3D:ssä tarvitaan vähintään kolme yhden segmentin seuraamiseen. Markkeri voi olla myös jaettu kahden segmentin kesken, esim. polven nivelkeskus määrittää sekä reittä että säärtä. Eri laboratoriot käyttävät eri markkeripaikkoja ja näistä on olemassa erilaisia protokollia. Perinteisiä protokollia ovat muun muassa *Modified Helen Hayes, Newington, Vaughan, Kadaba, Gage ja Davis*. (Kirtley 2006, 54-56.) Paljon käytetty *Viconin Plug-in-Gait* perustuu alkuperäiseen pioneeriin *Newington* malliin (Ferrari, Benedetti, Pavan, Frigo, Bettinelli, Rabuffetti, Crenna, Leardini 2008). Miten tahansa segmentit määritetään, niissä tulisi huomioida tiettyjä asioita ja esimerkiksi Cappozzo ja muut ovat koonneet standardointiin pyrkinneessä työsäään anatomiseen mallinnukseen liittyviä kriteerejä, *CAST*-protokolla: *Calibration Anatomical System Technique* (Cappozzo ym. 1995; Ferrari ym. 2008). *Six-degree-of-freedom*-menetelmällä (6DOF) on pyritty minimoimaan arvioinnista tulevia virheitä ja siinä seurataan ainoastaan luiden liikkeitä ns. klustereiden avulla ilman nivelkeskusten määrittystä. Tätä menetelmää käyttämällä kuvasta voidaan selkeästi nähdä luiden ns. sijoiltaanmeno, mikä puhuu selvää kieltä luiden seuraamiseen liittyvistä virheistä. (Kirtley 2006, 59.)

Markkereiden sijoittelussa käytetään helposti palpoitavia luisia maamerkkejä. Suurta huolellisuutta tulisi käyttää niiden asettamisessa, jotta virhelähteet saataisiin minimoitua. Ongelman tuottaa myös nivelkeskusten määrittäminen, joka perustuu aina arvioon ja on yksi virhelähteistä. Muun muassa lonkkanivel sijaitsee syvällä lonkka-*maljassa* lihasten ympäröimänä. Sen määrittämiseen voidaan käyttää antropometri-

aan perustuvaa tai dynaamista menetelmää. Helen Hayes -mallissa käytetään antropometristä mallinnusta. Tässä mallissa regressioyhtälöiden avulla määritetään lonkan sijainti ASIS markkereiden, S2 markkerin ja henkilön pituuden mukaan. Tällä menetelmällä on kuitenkin merkittävä rajoite, koska se luottaa antropometriseen luotettavuuteen ja virhe voi olla jopa $\pm 1 - 2$ cm. Dynaamisessa määrittämisessä henkilö suorittaa tiettyjä lonkkaniveleen kohdistuvia liikkeitä, joiden avulla nivelkeskus määritetään. Dynaamisen määrittämisajan rajoitteena on, että kaikki henkilöt eivät pysty suorittamaan vaadittuja liikkeitä. (Kirtley 2006, 56-58.) Myös polviniveleen keskus voidaan määrittää eri tavoin, mutta yksi suosittu on määrittää se femurin lateraalista epikondyliitistä, jonka läpi rotaatioakseli kulkee. Tämäkin nivelkeskus voidaan määrittää myös dynaamisesti. (Sinclair, Hebron & Taylor 2015.)

Segmenteistä lantio voidaan määrittää bilateraalisesti ASIS:sta ja S2 spinous prosessuksesta. Reisisegmentin määrittämisessä perinteisessä Helen Hayes -menetelmässä yhtä reisisegmentin markkeria määrittää reiden ympärille olevaan hihnaan kiinnitetty sauva. Tämä on saanut kritiikkiä, koska sauva tuppaa väpättämään liikkeen aikana. (Kirtley 2006, 55-56.) Reidellä voidaan käyttää myös pelkkää pantaa, jonka etuna on, että se vähentää pehmytkudoksen liikkumista (Cappozzo ym. 1995). Alaraajan mediaalisten maamerkkien käyttäminen liikkeen aikana ei ole suotavaa, koska ne haittaavat kävelyä. Myöskään reisiluun isoa sarvennoista ei suositella, koska se kiertyy ihon alla kävellessä. Jalkaterä määritellään Helen Hayesissä toisen ja kolmannen metatarsaaliluun päästä sekä calcaneuksesta. Nämä markkerit tulisi sijoittaa samalle korkeudelle. (Kirtley 2006, 56-57).

5 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite

Opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää, miten polven nivelrikkopotilaan kävelyanalyysiä on tehty videomenetelmällä ja muodostaa kuvaa siitä, mikä on aiempi tutkimustieto tällä menetelmällä toteutettuna. Tavoitteena on kirjallisuuskatsauksen avulla koota tietoa aiheesta vastaamalla seuraaviin tutkimuskysymyksiin:

- Miten kävelyn videoanalyysiä on toteutettu polven nivelrikkoisille?
- Mitä muuttujia polven nivelrikkaisen kävelystä on tutkittu?

- Mitä tuloksia niistä on saatu?

Työllä tuetaan toimeksiantajan, Keski-Suomen Keskussairaalan fysiatrian yksikön, kehittämistyötä polven nivelrikkotutkimuksessa. Toimeksiantaja hyötyy kirjallisuuskatsauksesta saadessaan tietoa eri videoanalyysimenetelmistä toteuttaessaan omaa videointimenetelmällä tehtyä kävelyanalyysia. Lisäksi työllä lisätään yleistä tietoa siitä, miten kävelyanalyysi polven nivelrikkoisille videointimenetelmällä toteutetaan ja mistä asioista polven nivelrikkoisen kävelyssä ollaan kiinnostuneita.

6 Opinnäytetyön toteutus

6.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

Työn menetelmänä on integroiva kuvaileva kirjallisuuskatsaus. Kirjallisuuskatsaus on metodi, jolla tutkitaan olemassa olevia tutkimuksia ja sen avulla voidaan rakentaa kuvaa tietystä asiakokonaisuudesta. Katsaukset voidaan jakaa erityispiirteidensä mukaan useaan eri tyyppiin, mutta tyyppillisesti ne jaetaan kuvailevaan kirjallisuuskatsaukseen, systemaattiseen kirjallisuuskatsaukseen ja meta-analyysiin. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus voidaan jakaa vielä kahteen päätyyppiin, narratiiviseen ja integroivaan. Metodisesti narratiivinen on kaikista kevyin katsauksen muoto, kun taas integroiva on lähellä systemaattista. Integroiva kirjallisuuskatsaus ei systemaattiseen verrattuna ole yhtä valikoiva, se ei samalla lailla sido tutkittavaa aineistoa tai ilmiötä mitä tutkitaan ja siten se on laaja-alaisempaa. (Salminen 2011, 1-8.)

Kuvaileva kirjallisuuskatsaus perustuu tutkimuskysymykseen ja tuottaa laadullisen vastauksen. Sen tarkoituksena ei ole referoida, tiivistää, siteerata tai raportoida alkuperäisaineistoa vaan verrata aineistoa, analysoida olemassa olevan tiedon heikkouksia ja vahvuuksia sekä tehdä laajempia päätelmiä aineistosta. Tarkoituksena on syn- teesin luominen ja etsiä aineistosta ilmiön kannalta merkityksellisiä seikkoja, joita ryhmitellään kokonaisuuksiksi. (Kangasniemi, Utriainen, Ahonen, Pietilä & Jääskeläinen 2013.) Kuvailevassa kirjallisuuskatsauksessa tutkimuskysymys on väljempi kuin systemaattisessa (Salminen 2011, 6.) Katsauksen vaiheita ovat tutkimuskysymysten

määrittäminen, aineiston valitseminen, kuvailun rakentaminen ja tuotettujen tulosten tarkasteleminen (Kangasniemi ym. 2013).

6.2 Aineiston haku ja valinta

Aineiston haku toteutettiin kesäkuun 2020 aikana seuraaviin kolmeen kansainväliseen tietokantaan: Cinahl (Plus with full text, EBSCO), PubMed (United States National Library of Medicine, NLM) ja Medline (National Library of Medicine, USA). Työhön otettiin mukaan tuoreimpia tutkimuksia, koska oletettavasti kuvantamistekniikka kehittyi nopeasti. Aineistonhaku tehtiin vuoden 2015 alusta, mutta myöhemmin päädyttiin jättämään pois vuosina 2015 ja 2016 tehdyt tutkimukset, jotta mukaan saatiin uusimmat tutkimukset ja työn määrä pysyi kohtuullisena. Tutkimuksia löytyi paljon, jonka vuoksi täsmällisempiä hakulausekkeita jouduttiin muodostamaan ja rajoituksia tiukentamaan. Lopulliset tietokantoihin tehdyt hakulausekkeet ja osumien määrät löytyvät taulukosta 1.

Taulukko 1. Hakulausekkeet eri tietokantoihin

Tietokanta	Hakulauseke (aikarajaus: 2015 vuoden alku - kesäkuu 2020)	Osumat	Mukaan otetut vuodesta 2015 alkaen	Mukaan otetut 2017 alusta – kesäkuu 2020
Chinal	((MH "Osteoarthritis, Knee") or "knee osteoarthritis") AND ((MH "Walking") or walk or gait or "gait analysis") AND (MH "Videorecording") or video or camera or motion) NOT arthroplasty NOT osteotomy	162	17	10
Medline	((MH "Osteoarthritis, Knee") or "knee osteoarthritis") AND ((MH "Walking") or walk or gait or "gait analysis") AND	201	18	10

	((MH "Videorecording") or video or camera or motion) NOT arthroplasty NOT osteotomy NOT reconstruction			
Pubmed	Gait and knee osteoarthritis and video or camera (full text) Gait or walk and knee osteoarthritis (full text) ("gait analysis"[MeSH Terms]) OR ("walking"[MeSH Terms]) AND (knee osteoarthritis[MeSH Terms]) AND ("motion"[MeSH Terms])	290	13	2
Yhteensä				22
Duplikaatiot huomioiden				12

Sisäänottokriteereinä (Taulukko 2) toimivat tutkimuksen ikä, kieli, polven nivelrikkoiset tutkimusryhmänä, videointimenetelmän käyttö, kävelyanalyysi tasamaalla, tutkimuksen saatavuus ja ihmisille tehdyt tutkimukset. Lisäksi tutkimukset, joissa tutkittiin ensisijaisesti mediaalista tai lateraalista polven nivelrikkoa otettiin mukaan. Mukaan ei otettu tutkimuksia, joissa tutkittavina oli polven OA potilaita, joita oli hoidettu tai tutkittu pääosin invasiivisin menetelmin, esimerkiksi tekonivel, osteotomia, artroskopia, akupunktio tai ACL-korjausleikkaus. Yhdessä tutkimuksessa pienelle joukolla oli tehty ACL-korjaus, mutta ne kuuluivat yhdessä samaan post-traumaattiseen ryhmään ACL-traumaattisten kanssa, joita ei ollut operoitu (Dixon, Gomes, Preuss & Robbins 2018; Robbins, Morelli, Martineau, St-Onge, Boily, Dimentberg & Antoniou 2019).

Ensin tutkimukset käytiin läpi karkeasti otsikon ja tiivistelmän avulla, jonka jälkeen tutkimukset avattiin tarkempaan analyysiin. Koska ensimmäisenä tutkimuskysymyksenä oli "Miten kävelyn videoanalyysijä on toteutettu polven nivelrikkoisille?", jouduttiin tutkimuksia seulomaan sen mukaan, että tähän kysymykseen pystyttiin vastaamaan. Tätä seulomista varten luotiin tarkistuslista, johon määritettiin ne asiat, jotka menetelmäkuvauksessa tuli olla kerrottuna (Taulukko 2). Jos tarkastuslistan

kaikki kohdat täyttyivät, tutkimus otettiin mukaan. Tarkistuslista koski vain kolmiulotteisesti tehtyjä kävelyanalyyssejä.

Taulukko 2. Tutkimusten sisäänotto- ja poissulkukriteerit

Sisäänottokriteerit	Poissulkukriteerit
Vuonna 2017 tai sen jälkeen tehdyt tutkimukset	Ennen vuotta 2017 tehdyt tutkimukset
Suomen tai englannin kieli	Muu kuin suomen tai englannin kieli
Polven nivelrikkopotilaita koskevat tutkimukset ja vähintään mediaalinen tai lateraalinen OA	Muuta patologiaa tutkiva aineisto tai yksistään patellofemoraalista OA:ta koskevat tutkimukset.
Videointimenetelmän käyttö	Kävelyanalyysi ilman videointia
Menetelmäkuvauksessa (3D) kaikki seuraavat asiat kerrottuna (tarkistuslista) <ul style="list-style-type: none"> • Markkereiden paikat tai protokolla • Kävelymatka ja -nopeus • Kameroiden määrä ja kuvataajuus 	Ei vastaa ensimmäiseen tutkimuskysymykseen riittävällä tarkkuudella
Kävelyanalyysi tasamaalla	Kävelyanalyysi muualla kuin tasamaalla
Ihmisille tehdyt tutkimukset	Eläimille/ruumiille tehdyt tutkimukset
Koko teksti saatavilla	Koko teksti ei saatavilla
Ensisijaisesti non-invasiiviset hoito-/tutkimusmenetelmät	Ensisijaisina hoito-/tutkimusmenetelminä invasiiviset menetelmät

6.3 Opinnäytetyön aineisto

Taulukkoon kolme on koottuna opinnäytetyöhön valittu aineisto, yhteensä kaksitoista tutkimusta. Kahdessa tutkimuksessa selvitetään polven dynaamisen linjauksen vaikutusta polven oireisiin ja rakenteellisiin muutoksiin kahden vuoden pitkittäistutkimuksessa (Wink, Gross, Brown, Guermazi, Roermer, Niu, Torner, Lewis, Nevitt, Tolstykh, Sharma & Felson 2017; Wink, Gross, Brown, Lewis, Torner, Nevitt, Tolstykh,

Sharma & Felson 2019). Näissä kahdessa pitkittäistutkimuksessa tutkimusjoukko oli suuri, ensimmäisessä 1007 henkilöä ja toisessa 3204 polvea. Hallin, Bennellin, Wrigleyn, Metcalfin, Campbellin, Kaszan, Patersonin, Hunterin ja Hinmanin (2017) poikittaistutkimuksessa (RCT) oli myös melko suuri tutkimusjoukko 164 henkilöä, ja siinä selvitettiin vaikuttavatko polven toimintaan liittyvät parametrit itsenäisinä muuttujina polven oireisiin ja vaihtelevatko yhteydet nivelrikon vaikeusasteen mukaan.

Loput tutkimukset olivat otoskooltaan pienempiä poikittaistutkimuksia. Duffellin, Jordanin, Cobbin ja McGregorin (2017) tutkimuksessa pyrittiin erottelemaan iän ja polven nivelrikon vaikutuksia kävelyn parametreihin ja polven toimintaan. Tässä otoksena terveitä oli 84 ja polven OA potilaita 25. Hartin, Crossleyn ja Huntin tutkimuksessa vertailtiin KAM-parametrejä terveillä, tibiofemoraalinivelen OA potilaita ja tibiofemoraali- sekä patellofemoraalinivelen OA potilailla. Otoskoko tässä oli terveitä 15, TFOA 27 ja TFOA + PFOA 58 henkilöä, yht. 100 henkilöä. (Hart ym. 2018.)

Alaraajojen lihasaktivaatiota tutkittiin kolmessa eri tutkimuksessa: yhdessä suhteessa KAM-muuttujiin, toisessa suhteessa varustyöntymään ja kolmannessa lihasaktivaation vaihtelua OA potilaiden alaryhmillä. Otoskoot vaihtelivat näissä 42 ja 63 henkilön välillä (Dixon ym. 2018; Robbins 2019; Selistre, Mattiello, Nakagawa, Gonçalves, Petrella, & Jones 2017.)

Neljässä tutkimuksessa, taulukon viimeisimmissä, arvioitiin polven nivelrikkoisten hoidossa usein käytettyjen polvitukien ja jalkaortoosien vaikutusta polven toimintaan. Otoskoot apuvälinetutkimuksissa olivat melko pieniä 18 – 24 henkilöä.

Taulukko 3. Opinnäytetyöhön valittu aineisto, lyhenteet kts. sivu 4.

Tutkimus	Tutkittavat	Mitä tutkittu?	Keskeiset tulokset
Wink, A., Gross, K., Brown, C., Guermazi, A., Roermer, F., Niu, J., Torner, J., Lewis, C., Nevitt, M., Tolstykh, I., Sharma, L. & Felson, D. Varus thrust during walking and the risk of incident and worsening medial tibiofemoral MRI lesions: the Multicenter Osteoarthritis Study. 2017.	n = 1007; K-L OA tai riski saada OA, ikä > 58.9; naisia 49.8 %, joilla varustyöntymä; naisia 67.8 % ei varustyöntymää (ei määritetty lat./med. OA:ta)	Määrittää kävelyn aikaisen varustyöntymän suhde mediaalisen ruston- ja luuydin vaurion ilmaantuvuuteen ja pahenemiseen kahden vuoden pitkäaikaistutkimuksessa.	Varustyöntymä on yhteydessä suuruntuneeseen todennäköisyyteen mediaalisen luuydin vaurion ilmaantuvuuteen ja pahenemiseen sekä mediaalisen ruston kuluman pahenemiseen.
Hall, M., Bennell, K., Wrigley, T., Metcalf, B., Campbell, P., Kasza, J., Paterson, K., Hunter, D. & Hinman, R. The knee adduction moment and knee osteoarthritis symptoms: relationships according to radiographic disease severity. 2017.	n = 164, ikä 64.3 ± 7.4, naisia 51 %, Med. OA, K-L - luokitus (+ JSN)	Arvioida onko KAM piikki, KAM impulssi ja kumulatiivinen polven adduktio kuorma osallisena itsenäisinä muuttujina kivun voimakkuuteen ja fyysisiin toimintoihin med. polven OA:ssa sekä vaihtelee yhteydet radiografisen OA vaikeusasteen mukaan.	On näyttöä, että yhteydet KAM-parametrien ja oireiden (kipu ja fyysiset toiminnot) välillä vaihtelevat eri taudin vaikeusasteissa.
Duffell, L., Jordan, S., Cobb, J & McGregor, A. Gait adaptations with aging in healthy participants and people with knee-joint osteoarthritis. 2017.	84 tervettä, 25 med.OA, ikä > 18, 58 naista	Selvittää iän ja kävelyyn liittyvien piirteiden suhdetta terveillä ja polven OA potilailla.	Vanhemmilla OA tutkittavilla oli huomattavasti suuremmat KAM:t kuin terveillä ja nuoremmilla OA potilailla. Sagittaalitasossa terveiden ryhmässä polven fleksiokulma kantaiskuvaiheessa oli huomattavasti suurempi vanhemmilla henkilöillä.

Robbins, S., Morelli, M., Martineau, P., St-Onge, N., Boily, M., Dimentberg, R. & Antoniou, J. A comparison of muscle activation and knee mechanics during gait between patients with non-traumatic and post-traumatic knee osteoarthritis. 2019.	63: 22 ei-traumaattinen OA, 19 post-traumaattinen OA 19, terve 22, med- ja lat. OA	Vertailla lihasaktiivisuutta ja polven mekaniikkaa kävelyn aikana polven OA alaryhmillä.	Ei-traumaattisella OA ryhmällä oli korkeammat vastus lat. ja med., sekä rectus femoriksen EMG verrattuna traumaattiseen. Samalla ryhmällä oli myös korkeampi ja pitkittynyt lat. hamstring EMG ja lisäksi matalampi KEM, KRM verrattuna kahteen muuhun ryhmään.
Hart, H., Crossley, K. ja Hunt, M. Gait patterns, symptoms, and function in patients with isolated tibiofemoral osteoarthritis and combined tibiofemoral and patellofemoral osteoarthritis. 2018.	n = 100 med OA, K-L -luokitus: ei OA 15, TFOA 27, TFOA + PFOA 58, naisia 66	Vertailla lonkan ja polven kinematiikkaa ja ulkoisia momenteja henkilöiden kesken, joilla on terveet polvet ja henkilöillä, joilla ainoastaan TFOA tai yhdistelmä TFOA ja PFOA.	Tilastollisesti ei merkittäviä eroja lonkan ja polven kinematiikassa ja ulkoisissa momenteissa kolmen ryhmän välillä.
Wink, A., Gross, K., Brown, C., Lewis, C., Torner, J., Nevitt, M., Tolstykh, I., Sharma, L. & Felson, D. Association of Varus Knee Thrust During Walking With Worsening Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index Knee Pain: A Prospective Cohort Study. 2019.	n = 1623; 41 % KOA (K-L ≥ 2), loput riskiryhmää; naisia 59.9; ikä > 59.7; ei määritetty lat./med OA:ta	Arvioida kävelyn aikaisen varus-työntymän suhdetta kahden vuoden aikaisen kivun ilmaantuvuuteen ja pahenemiseen.	Varustyöntymän havaittiin olevan riskitekijä kivun pahenemiseen ja sen ilmaantumiseen.
Selistre, L., Mattiello, S., Nakagawa, T., Gonçalves, G., Petrella, M. & Jones, R. The relationship between external knee moments and muscle co-activation in subjects with medial knee osteoarthritis. 2017.	n = 44 (med. OA 25, kontrolli 19), K-L -luokitus, naisia 21, ikä > 51.6,	Tarkoituksena tunnistaa kävelyn aikaisen lihasten co-aktivaation ja ulkoisten polven nivelmomenttien suhdetta med. OA potilailla.	Polven med. OA potilailla oli kohtalainen ja vahva korrelaatio lihasten co-aktivaation ja nivelmomenttien välillä.

<p>Dixon, P., Gomes, S., Preuss, R. & Robbins, S. Muscular Co-Contraction Is Related to Varus Thrust in Patients With Knee Osteoarthritis. 2018.</p>	<p>n = 42 OA potilasta: naisia 23, ikä ka 58, 23 ei ACL-vauriota, 19 ACL vaurio, K-L -luokitus, ei määritetty med./lat. OA:ta</p>	<p>Tutkia lihasten co-aktivaatiota ja varustyöntymän välistä yhteyttä polven OA potilailla.</p>	<p>Korkeammat vastus lat.-lat. hamstring ja vastus med.-med.hamstring co-aktivaatiot olivat yhteydessä korkeampaan varustyöntymään. Quadriseps-gastrocnemius co-aktivaatiolla ei yhteyttä varustyöntymään. ACL vauriolla ei merkittävää vaikutusta lukuihin.</p>
<p>Dessery, Y., Belzile, É., Turmel, S ja Corbeil, P. Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis. 2017.</p>	<p>n = 18, med. OA, K-L -luokitus (II ja III), ikä 38 - 74, naisia 8</p>	<p>Tarkoituksena määrittää erilaisten pohjallisten välitön vaikutus polven frontaalitason kinetiikkaan ja kinematiikkaan OA potilailla.</p>	<p>Muotoillut pohjalliset, joissa on mediaalisen kaarentuki ovat suositteluja med. OA hoidossa ainoastaan, jos niissä on myös lateraalinen kiila.</p>
<p>Sawada, T., Tanimoto, K., Tokuda, K., Iwamoto, Y., Ogata, Y., Anan, M., Takahashi, M., Kito, N. & Shinkoda, K. Rear foot kinematics when wearing lateral wedge insoles and foot alignment influence the effect of knee adduction moment for medial knee osteoarthritis. 2017.</p>	<p>n = 21 med. OA, (10 normaali, 11 nilkan virheasento) ikä 60 - 80, K-L -luokitus</p>	<p>Ensisijaisena tarkoituksena arvioida riippuvatko välittömät LWI:n biomekaaniset vaikutukset yksilön jalan linjauksesta. Toisena tarkoituksena arvioida muutoksia KAM:ssa, jalan takaosassa ja nilkassa LWI:n käytössä.</p>	<p>1. KAM piikki normaalilla jalkaryhmillä väheni huomattavasti, kun LWI oli käytössä verrattuna paljain jaloin kävelyyn.</p>
<p>Jafarnezhadgero, A., Oliveira, A., Mousavi, S. & Madadi-Shad, M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. 2018.</p>	<p>n = 24 miestä, ikä > 60.1, med. OA, varuslinjaus</p>	<p>Tarkoituksena määrittää valgus polvituen ja lateraalisten jalkaortoosien vaikutus itsenäisesti ja yhdistäen kävelyn kinetiikkaan.</p>	<p>Yhteiskäyttö vähensi GRF:a vertikaaliseen/ant.-post/lat.-med. suuntiin, myös KAM pieneni ortoosien käytöllä, mutta ei KFM eikä KRM. Vaikutus lähinnä med.-lat. kuormituksen pienenemiseen.</p>

Khan, S. J., Khan S.S., Usman, J., Mokhtar, A. & Osman, N. Combined effects of knee brace, laterally wedged insoles, and toe-out gait on knee adduction moment and fall risk in moderate medial knee osteoarthritis patients. 2019.	n = 20, med. OA. K-L -luokitus (II ja III), ikä 50 - 70, ei mainintaa sukupuolesta	Ensisijaisena tarkoituksena testata KB:n, LWI:n ja TO:n välitöntä yhteisvaikutusta KAM:iin. Toisena tarkoituksena testata edellä mainittujen yhteisvaikutusta kaatumisriskiin.	KB:n, LWI:n ja TO-kävely yhdistämällä voidaan vähentää KAM:a, mutta kaatumisriski kasvaa.
--	--	--	---

6.4 Aineiston analysointi

Sisällönanalyysillä pyritään saamaan tekstiaineistosta esille tutkitussa aineistossa esiintyvät merkitykset tiivistetyksi ilman että itse informaation sisältöä menetetään. Analyysimuodot voidaan jakaa aineistolähtöiseen, teorialähtöiseen tai teoriaohjaavaan. (Leinonen 2018). Opinnäytetyössä aineiston sisällön analysointia ohjaa teoriaohjaava analyysimuoto. Tutkimuskysymykset, sisäänotto- ja poissulkukriteerit rajavat aineiston valintaa ja teoria ohjaa aineiston analyysia. Ajattelua teoriaohjaavassa sisällönanalyysissä ohjaa näin vuoroin teoria ja vuoroin aineisto. (Tuomi & Sarajärvi 2018; Leinonen 2018.) Opinnäytetyössä on alustava teoria jo tutkitusta tiedosta mm. kävelyn biomekaniikasta ja nivelrikosta, jotka toimivat navigaattoreina tutkimuksia seuloessa. Aineistosta muodostuvasta synteesisistä muodostetaan kuvaa polven nivelrikkoisen kävelyn tutkimusten painotuksista esim. mitä muuttujia on erityisesti tutkittu tai mitkä seikat videomenetelmään liittyen nousevat erityisesti esiin. Videoanalyysin luokittelua ohjasi tarkistuslista (Taulukko 4), mutta lisäksi luokitukseen tuli muita kävelyanalyysin teossa toistettuja asioita. Kolmanteen tutkimuskysymykseen, eli ”Mitä tuloksia niistä on saatu?” vastaukset on luokiteltu tutkimuksista nousseiden pääteemojen alle, joita olivat varustyöntymä, apuvälineiden vaikutus, polven adduktiomomentti ja lihasaktiivisuus.

Taulukko 4. Videomenetelmän kuvauksen tarkistuslista

Markkereiden paikat tai protokolla kerrottu
Kuvataajuus kerrottu
Kameroiden määrä kerrottu
Kävelymatka kerrottu
Kävelynopeus kerrottu

7 Tulokset

7.1 Videoanalyysien toteutus

7.1.1 3D-menetelmät

Aineiston videoanalyysien toteutus on koostettu taulukkoon 5. Aineistosta kymmenen tutkimusta oli toteutettu 3D-menetelmällä. Kävelyanalyysit toteutettiin pääpiirteissään samalla tavalla. Eroja menetelmien välille tuli muun muassa käytetyssä liikkeenkaappausyhteisissä (hardware ja software), markkereiden sijoittelussa, käytetyissä muissa mittauslaitteissa, kameroiden määrässä, kävelymatkassa, jalkineiden käytössä ja käveltyjen kierrosten määrässä.

Käytetty liikkeenkaappausyhteisö ja markkereiden sijoittelu

Käytetyimmät yhteisöt olivat *Vicon* (5 kpl) ja *Qualisys* (3 kpl). Lisäksi käytössä oli *Flex:V100R2* ja *Motion Analysis Corporation, Santa Rosa* -yhteisöt. *Viconin* yhteisöistä kolmessa mainittiin käytettävän *Viconin Plug-in-Gait marker* -asettiä. Muut markkeriprotokollat, joita käytettiin, oli *Modified Helen Hayes* ja *CAST*-protokolla. Muissa tutkimuksissa ei ollut mainittuna protokollaa. Dixonin ja muiden (2018) tutkimus perustui markkereiden osalta *6DOF* -menetelmään. Duffellin ja muiden (2017) tutkimuksessa protokollaa ei ollut selkeästi mainittu, mutta ainakin käytössä oli klusteriin perustuva menetelmä. Selistren ja muiden (2017) tutkimuksessa markkereita oli käytetty 30 ja yhteensä 6 klusteria, lisäksi menetelmä oli hyvin kuvattu. Sawadan, Tanimoton, Tokudan, Iwamoton, Ogata, Ananin, Takahashin, Kiton & Shinkodan (2017) tutkimuksessa menetelmä oli hyvin kuvattu, markkereita oli käytetty yhteensä 48, joista 36 päähän ja yläraajoihin, käytössä ei ollut yhtään klusteria. Robbinsin ja muiden (2019) tutkimuksessa ei myöskään ollut mainittuna protokollaa, mutta markkereiden paikat (yhteensä 24) oli hyvin kuvattu ja lisäksi käytössä oli klusterit (Taulukko 5).

Taulukko 5. Kävelyanalyysien toteutus kirjallisuuskatsauksen aineistossa

	Tekijät ja julk.vuosi	Kuvaustekniikka, kuvataajuus, yhdistetty toinen laite	Markkerit	Kamera (kpl)	Matkan pituus (m)	Kävelynopeus	Jalkineet	Kävelysarjat
2D	Wink ym. 2017	Yksi 60 Hz videokamera. Kiinnitetty tiettyyn etäisyyteen kävelyradan päästä. Pressure-sensitive gait carpet. GAIRite resident software (kävelynopeus ja askelpituus)	Patellan keskiosa, tibian etukyhmy	2D, 1 kamera	4,9m	Itse valittu normaali kävelynopeus	Omat tavanomaiset kengät	Useita kertoja, joista kahdesta arvioitiin varustustyöntymä.
	Wink ym. 2019	60 Hz korkea nopeuksinen video kamera kiinnitetty seinään 0.9 m päähän kävelyalueesta n. aikuisen lonkan korkeudelle. Paineherkkä kävelymatto (kävelynopeus).	Patellan keskiosa, tibian etukyhmy	2D, 1 kamera	4.9 m + 2x1.5 m => 7.9 m	Itse valittu normaali kävelynopeus	Omat tavanomaiset kengät	Useita kertoja, joista kahdesta arvioitiin varustustyöntymä
3D	Hall ym. 2017	Vicon motion analysis system (Oxford, UK) 120 Hz. 2 voimalevyä 1200 Hz. Kävelynopeus: Photoelectronic ajastin portit 4 m välillä.	Plug-In Gait -protokolla	3D, 12 kameraa	10 m	Itse valittu nopeus	Paljain jaloin	Vähintään 6 , nopeuden pysyttävä ±5% kierrosnopeuden Ka:sta.
	Duffell ym. 2017	Vicon motion capture system, Vicon motion system's Ltd., Oxford, UK, 100 Hz. 2 voimalevyä, 1000 Hz.	20 markkeria, Klustereihin perustuva menetelmä (neljä klusteria alaraajoihin sääreen ja reiteen).	3D, 10 kameraa	6 m	Itse valittu mukava nopeus	Ei mainintaa	Väh. 3 onnistunutta
	Robbins ym. 2019	Optical motion capture system, OQUS 300+, Qualisys, 100 Hz. 2 voimalevyä (BP400600 AMTI), 2000 Hz. A16-channel EMG system lihasaktiivisuuden mittaamiseen. Kävelynopeus seuraamalla PSIS markkereita.	Yhteensä 24 markkeria (Ø 12.7 mm). Bilaterally: lateral malleoli, 1. ja 5 metatarsaali pää, calcaneus, lateral femoral epicondyli, greater trochanter, ASIS, PSIS, acromion process; clusterit reiden ja säären keskiosaan lateraalisesti; nivelkeskuksen määrittämiseen (poistettu testiin): 3. metatarsaali pää, medial malleolus, medial femoral epicondyli.	3D, 8 kameraa	(yli) 8 m	Itse valittu nopeus	Paljain jaloin	4 harjoittelua, väh. 7 testi kierrosta (5 analysoitiin) => yht. 11
	Hart ym. 2018	120 Hz motion analysis system (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA). Kaksi voimalevyä, 1200 Hz.	Helen Hays -protokolla	3D, 10 kameraa	10m	Itse valittu kävelynopeus	Paljain jaloin	5 onnistunutta

Selistre ym. 2017	Qualisys Oqus 300 motion analysis (Gothenburg, Sweden), 120 Hz + 2 voimalevyä, 1200 Hz. Tringo Wireless System EMG. Kävelynopeuden mittaamisen tapaa ei kerrottu.	Heijastavat markkerit, bilateraal: iliac crests, ASIS, PSIS, acromia greater trochanter, med. ja lat. femoral epicondyles, med. ja lat. malleoli, 1., 2. ja 5. metatarsal heads ja calcaneus. Yksittäiset markkerit sternal notch ja C7 spinous process. 4 klusteria reiden ja säären lateraali puolelle. 2 yksittäistä klusteria T4 ja T12 spinous process. (valkoisella merkatut poistettu testiin)	3D, 8 kameraa	8 m	Itse valittu nopeus	Paljain jaloin	5 onnistunutta
Dixon ym. 2018	OQUS 300 +, Qualisys, Göteborg, Sweden, 100 Hz. 2 voimalevyä, 2000 Hz. EMG. Kävelynopeus PSIS markkereista.	Klustereihin perustuvat markkerit, 6DOF	3D, 8 kameraa	8 m	Itse valittu nopeus	Paljain jaloin	Väh. 7, joista 5 analysoitiin, harjoittelu väh. 4 kier. => yhteensä vähintään 11
Dessery ym. 2017	Optoelectronic motion analysis system (FLEX:V100R2; NaturalPoint Inc., Corvallis, OR, USA), capture software (Acquire 3D™; C-Motion Inc., Germantown, MD, USA), 100 Hz. 2 voimalevyä 1000 Hz. 3.5 m instrumented walkway GAITRite kävelynopeus + askeltiheys.	42 heijastavaa markkeria. 26 anatomisiin maamerkkeihin. 4 klusteria (4 markkeria/klusteri) reiteen ja sääreen CAST protokollan mukaan.	3D, 13 kameraa	Testimatka (yli) 8 m, (kävelynopeus otettu erikseen 3.5 m kävelymatolta, jota ennen 3 m lähtömatka)	Metronomin tahdissa aiemmin määritetystä omasta luontaisesta nopeudesta	Omat kengät + LWI kiila	5 kierrosta / interventio (4) + nopeuden määrittämiseen 6 kierrosta, 10 min tauko interventioiden välissä, josta 2 min kävelymattokävely jalan adaptoitumiseen. => yhteensä 26
Sawada ym. 2017	(VICON MX; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) at a sampling rate of 100 Hz Data: BodyBuilder software (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). 8 voimalevyä 1000 Hz. Photoelectric ajastin (kävelynopeus).	48 heijastavaa markkeria bilateraalisesti. 36 alavartaloon: Iliac crest, ASIS, PSIS, trochanter, femurin med. ja lat. epicondyliit, femurin lat. epicondylin ja trochanterin puoliväli, med. ja lat. tibial condyles, med. ja lat. malleoli, lateraalisen polvilinjan ja lat. malleolin puoliväli, calcaneuksen ylä- ja alaosa, sustentaculum tali, 1. ja 5. metatarsaaliluun pää. Lisäksi Oxford Foot Model marker set.	3D, 6 infrapuna kameraa	10 m	Itselle tyypillinen mukava kävelynopeus	Paljain jaloin ja LWI kiinnitetynä paljaaseen jalkaan	5 onnistunutta /interventio (2), useita harjoituskierroksia ja riittävä adaptoitumisaika LWI-kierrokseen (nopeus ±5% paljain jaloin kävelystä). => 10 + harjoittelu

Jafar- nezhad- gero ym. 2018	Optical motion capture system (Vicon MX, Oxford UK), 100 Hz. 2 voimalevyä, 1000 Hz. Kävelynopeus Polygon Authoring tool.	Plug-In-Gait -protokolla: Ø 14 mm markkerit, bilateraalisti: 2. metatarsaali, posterior calcaneus, lat. malleolus, säären keskiosa, lat. fem. epicondyli, reiden keskiosa, PSIS, ASIS, (jalan markkerit kiinnitetty kenkiin)	3D, 6 kameraa	18 m	Itse valittu nopeus	Prefabricted kenkä, (Gel-Venture 5), polvituki (valgus kulma 4-7°) ja lateraalinen täysmittainen kiila (korkeus yksilöllinen)	3 onnistunutta / interventio (4), 2 min lepo testiolosuhteiden välillä. => 12
Khan ym. 2019	VICON Motion Capture System (100Hz; VICON, Oxford Metrics, Oxford, UK). 2 voimalevyä, 1000 Hz	Plug-In-Gait -protokolla (16), ASIS, PSIS, lat. reisi, lat. femoral epicondyle, lat. sääri, calcaneus, lat. malleolus, and 2. metatarsal head	3D, 5 infra-puna kameraa	5 m	Pysyvä nopeus 1.18m/s	Supercloud Adidas -kengät, polvituki ja täysmittainen lateraalinen kiila (frontal plane inclination 5°)	5 onnistunutta / interventio (6) => 30

Muut laitteet

Kaikissa tutkimuksissa käytössä oli myös voimalevyt. Sawadan ja muiden (2017) tutkimuksessa oli käytössä jopa kahdeksan voimalevyä, kun muissa oli käytössä kaksi. Voimalevyjen taajuudet vaihtelivat 1000 ja 2000 Hz välillä. Muita käytössä olleita laitteita oli EMG-laitteet, paineherkkäkävelymatto ja valoportit.

Kuvataajuus ja kameroiden määrä

Kaikissa kuvataajuus oli vähintään 100 Hz ja kolmessa 120 Hz, mikä on riittävä tarkkoissa liikeanalyysissä (Perry & Burnfield 2010, 409). Kameroiden määrät vaihtelivat 5 ja 13 kameran välillä. Yhdessä tutkimuksessa oli käytössä viisi kameraa, kahdessa kuusi kameraa ja kolmessa kahdeksan kameraa. Kahdessa tutkimuksessa oli käytössä kymmenen kameraa, yhdessä 12 kameraa ja yhdessä 13 kameraa.

Kävelymatka

Aineiston kävelymatkat 3D-menetelmissä vaihtelivat 5 - 18 m välillä. Kahdessa tutkimuksessa matkan pituus oli 8 metriä, kahdessa muussa tutkimuksessa varsinainen testimatka oli myös 8 metriä, mutta todellisuudessa matka on ollut pidempi. Robbinsonin ja muiden (2019) tutkimuksessa kävelymatka oli ilmaistu ”yli 8 metriä”. Desjeryn, Belzile, Turmelin ja Corbeilin (2017) tutkimuksessa varsinainen testimatka oli 8 metriä, mutta kävelyä harjoiteltiin niin, että askel osui hyvin voimalevyille, jonka mukaan lähtöviiva määräytyi. Kolmessa tutkimuksessa matka oli 10 metriä ja yhdessä tutkimuksessa matkan pituus oli 18 m, kaksi tutkimusta oli alle 8 m (5 ja 6 m). Kaurasen ja Nurkan (2014, 386) mukaan kävelymatkan optimaalinen pituus on 15 m, jolloin alussa ja lopussa olisi 2.5 m tilaa kiihdytykselle ja hidastukselle. Lyhyellä matkalla ei välttämättä ehdi mukauttaa kävelyä normaaliksi ja tulosten variaatioiden osuus suurenee, kun niistä otetaan keskiarvo (mts. 386.)

Kävelynopeus

Suurimmassa osassa tutkimuksia kävelynopeutta ei kontrolloitu, vaan tutkittava sai itse valita kävelynopeuden ja koehenkilöitä oli ohjeistettu/raportissa kerrottu seuraavasti: 1. ”kävellä mukavalla nopeudella” tai ”kävellä itselle tyypillisellä mukavalla kävelynopeudella”, 2. ”itse valittu kävelynopeus” (6 kpl). Kahdessa tutkimuksessa kävelynopeus kontrolloitiin tiukemmin. Khanin ja muiden (2018) tutkimuksessa nopeuden

tuli olla 1,18m/s ja Desseryn ja muiden (2017) tutkimuksessa kävely tapahtui metro-nomin tahdissa, mutta tahti oli määritetty henkilöiden aiemmasta luontaisesta kävelyvauhdista. Edellä viimeksi mainitussa tutkimuksessa ennen testiradan alkua oli kolme metriä matkaa mukauttaa kävely. Kahdessa muussakin tutkimuksessa, vaikka kävelynopeuden oli saanut itse valita, sitä kontrolloitiin siten, että kävelynopeuden tuli pysyä $\pm 5\%$ sisällä kävelyvauhdin keskiarvosta (tutkimukset 2 ja 10), jolloin testi-kierron katsottiin onnistuneeksi. Muissa tutkimuksissa onnistunut kierros määritettiin onnistuneella astumisella voimalevyille.

Markkereita käytettiin myös kävelynopeuden määrittämiseen, kuten oli tehty Robbinsin ja muiden (2019) ja Dixonin ja muiden (2018) tutkimuksissa. Näissä oli käytössä Qualisys systeemi, joten nopeuden määrittäminen voi tulla käytetyn systeeminkin mukaan. Muissa töissä kävelynopeus oli määritetty käytetyistä kävelymatoista, photoelectronic -tekniikalla ja Polygon Authoring -työkalulla. Kaikissa tutkimuksissa kävelynopeuden mittaamisen tapaa ei kerrottu, mutta nopeus oli aina silti mitattu. Kävelynopeutta tarvitaan tulosten analysointiin.

Kävelykierrokset

Kävelykierrosten määrät vaihtelivat tutkimusten välillä. Eniten kävelykierroksia oli luonnollisesti niissä tutkimuksissa, missä tutkittiin apuvälineitä, koska eri testi-interventiot lisäsivät kävelyjä kierroksia. Eniten kierroksia oli Khanin ja muiden (2019) tutkimuksessa, jossa interventioita oli kuusi ja jokaisesta kierroksesta piti tulla viisi onnistunutta. Kyseisen tutkimuksen kävelykierrosten määrää lisäsi vielä TO-kävelyn harjoittelu. Kierroksia tuli yhteensä siis yli 30. Sawadan ja muiden (2017) tutkimuksessa interventioita oli vain kaksi ja näistä tuli olla viisi onnistunutta kierrosta, eli yhteensä kymmenen kierrosta. Kyseisessä tutkimuksessa toteutettiin useita harjoittelukierroksia ja interventioiden välillä oli riittävä mukautumisaika kiilan käyttöön. Jafar-nezhadgeron, Oliveiran, Mousavin ja Madadi-Shadin (2018) tutkimuksessa onnistuneita kierroksia vaadittiin vain kolme, neljää eri interventiota kohti, mutta tässä tutkimuksessa kävelymatka oli jopa 18 m, kun edellä mainituissa se oli 5 ja 10 m, tässä järjestyksessä. Desseryn ja muiden (2017) tutkimuksessa testikierroksia oli yhteensä 26, jonka lisäksi useita harjoittelukierroksia. Kyseisessä tutkimuksessa testikierrosten välillä oli 10 min tauko, jonka aikana testattavat kävelivät kävelymatolla kahden minuutin

tin ajan sopeutuakseen lateraalisen kiilan käyttöön. Muissa tutkimuksissa onnistuneet kierrokset olivat määrissään edellisten kaltaisia. Vähiten onnistuneita kierroksia vaadittiin Duffellin ja muiden (2017) tutkimuksessa, jossa onnistuneita kierroksia piti tulla vähintään kolme, kävelymatka tässä tutkimuksessa oli kuusi metriä.

Jalkineet

Kaikissa muissa, paitsi yhdessä Duffellin ja muiden (2017), tutkimuksessa oli mainittuna, käytettiinkö jalkineita vai ei. Niissä tutkimuksissa, joissa käytettiin jalkinetta, tutkittiin lateraalisen kiilan vaikutusta. Kahdessa tutkimuksessa oli kaikilla tutkittavilla käytössä sama tietty jalkine ja yhdessä tutkimuksessa käytettiin omia kenkiä. Myös Sawadan ja muiden (2017) tutkimuksessa tutkittiin lateraalisen kiilan vaikutusta, mutta se kiinnitettiin suoraan paljaaseen jalkaan.

7.1.2 2D-menetelmät

Kymmenestä tutkimuksesta kaksi oli toteutettu 2D:nä ja näissä molemmissa tutkittiin dynaamista varustyöntymää. Molemmat tutkimukset olivat hyvin samankaltaisia toteutustavoiltaan. Yksi kamera oli asennettu kävelymatkan päähän seinään kiinnitettynä ja koehenkilöt kävelivät kameraa kohti. Videokuvasta varustyöntymä määriteltiin paljain silmin. Markkerit erosivat 3D-kuvauksista yksinkertaisuudellaan, sillä markkerit asetettiin keskelle polvilumpiota (centers of the patellae) ja sääriluun etukyhmyyn (tibial tuberositas) helpottamaan silmämääräistä arviointia. Näin tehtynä varustyöntymän silmämääräinen arviointi tarkoituksena on ollut käytännössä arvioida, kuinka polven asento poikkeaa normaalista alaraajalinjauksesta.

7.2 Videoanalyysissä tarkastellut muuttujat

Toinen tutkimuskysymys vastaa kysymykseen mitä muuttujia polven nivelrikkaisen kävelystä on tutkittu. Tietokonepohjaisista kävelyanalyyseistä saadaan paljon dataa, sellaistaakin, mikä ei ole ensisijaisen kiinnostuksen kohteena. Opinnäytetyön aineistossa tutkittuja muuttujia oli paljon ja sen vuoksi tutkimuksista kerättiin vain tutkimuksessa ensisijaisen kiinnostuksen kohteena olleet muuttujat ja ne mitkä liittyivät ensisijaisesti polveen ja videokuvasta saatuun dataan (Taulukko 6). Tutkitut muuttu-

jat mukailivat teoriaa, jossa todettiin, että kävelyanalyysin kiinnostus kohdistuu liikeanalyysiin (kinematiikka), lihasaktiiviteettiin, voimiin ja kuormitukseen (kinetiikka) sekä kävelysykliin (spatio-temporaaliset) (Perry & Burnfield 2010, 403). Ainoa tutkittu asia, mikä tutkimuksissa ei noussut esiin oli energian kulutus.

Aineiston kaikissa tutkimuksissa kävelyä analysoitiin frontaalitasossa. Seitsemässä tutkimuksessa frontaalitaso oli ainoa tutkittu taso ja viidessä tarkastelun kohteena oli myös sagittaalitasoon liittyvät muuttujat ja kahdessa lisäksi horisontaalitason muuttujat. Kävelysykleistä tukivaiheen eri kohtia tutkittiin eniten, muun muassa 1. ja 2. KAM huiput, HS ja TO.

Yhdeksässä tutkimuksessa yhtenä tutkituista muuttujista oli polven adduktiomomentti, ollen täten ylivoimaisesti tutkituin muuttuja. Kolmessa jäljelle jäävässä, missä ei tutkittu KAM:a, tutkittiin varustyöntymää. KAM:n lisäksi tutkittiin myös muita nivelmomentteja, kuten polven fleksio-, ekstensio-, rotaatio- ja abduktiomomentteja. Muita tutkittuja muuttujia oli lisäksi polven adduktiokulmaimpulssi (KAAI), spatio-temporaaliset muuttujat, polven nivelkulmat ja polven GRF vipuvarsi. Polven adduktiomomentin jälkeen seuraavaksi eniten tutkittiin polven fleksiomomenttia ja adduktiokulmaimpulssia. Kolmessa tutkimuksessa tutkittiin polven nivelkulmia ja varustyöntymää.

Taulukko 6. Opinnäytetyön aineistossa tutkittuja muuttujia.

		Tutkitut muuttujat												
		Kineettiset, polven					Kinemaattiset					Spatio-temporaaliset		
Tekijä ja julk. vuosi	Taso ja kävelynvaihe	Adduktio-momentti	Adduktio kulma impulssi	Fleksio-momentti	Ekstensio-momentti	Rotaatio momentti	Free moment	Polven nivelkulmat	Varustytymä	Polven GRF vipuvarsi	Kävelyn nopeus	Askelparin pituus	Askel-leveys	Muu arvio
Wink ym. 2017	Frontaali													Rustovaurio ja luuydinleesio (MRI), mekaaninen HKA-kulma
	Tuki- ja heilahdusvaihe								x					
Wink ym. 2019	Frontaali													Kipu: WOMAC
	Tuki- ja heilahdusvaihe								x					
Dixon ym. 2018	Frontaali HS => keskitukivaiheen loppu								x					EMG: Vastus lat. ja med., hamstring ja gastrocnemius
Selistre ym. 2017	Sagittaali/Frontaali 1., 2. KAM piikki, KFM piikki.	x	x	x										EMG: vastus lat. ja med., rectus fem., biceps femoris, lat. ja med. gastrocnemius
Robbins ym. 2019	Sag./Front./Horisont. Koko kävelysykli	x		x	x	x		x						EMG: gastrocnemius, hamstring, vastus lat. ja med., rectus fem. ryhmittelyt: ei-traumaattinen ja post-traumaattinen OA
Hall ym. 2017	Frontaali. Tukivaihe 1. KAM piikki	x	x											Kumulatiivinen kuorma, Kipu (NRS, WOMAC), Fyysinen toimintakyky (WOMAC), K-L-luokitus
Duffell ym. 2017	Sagittaali/Frontaali. HS, 1. GRF piikki, TO	x		x	x			x			x	x	x	län vaikutus muuttujiin. Lisäksi lonkan ja nilkan kulmat ja nivelmomentit.
Hart ym. 2018	Sagittaali/Frontaali Tukivaiheen eri kohdat	x		x				x						Kipu ja toimintakyky, K-L, Lonkan fleksio-/ekstensio-/adduktio-/abduktiopiikit. Ulkoiset lonkan fleksio- ja adduktiomomenttipiikit
Dessery ym. 2017	Frontaali 1. ja 2. KAM piikki	x	x							x				Lateraalinen kiila (LWI). Lisäksi arvioitiin nilkan ja lonkan muuttujia, ja kipua ja mukavuutta (VAS)
Sawada ym. 2017	Frontaali Tukivaiheen eri kohdat	x	x							x				Lateraalinen kiila (LWI) + Nilkan ja jalan frontaalinen kinematikka, COP siirtymä
Jafarnezhdgero ym. 2018	Sag./Front./Horisont. Tukivaihe	x		x			x							Polvituki ja lateraalinen täysmittainen kiila. Kipu (VAS) GRF huippu, vertikaalinen kuorma
Khan ym. 2019	Frontaali 1. ja 2. KAM piikki	x	x											Polvituki, lateraalinen täysmittainen kiila ja Toe-out kävely. Kaatumisriski

Taulukon 6 sarakkeeseen Muu arvio on listattu muut vertailussa olleet muuttujat. Neljässä tutkimuksessa oltiin kiinnostuneita lateraalisen kiilan ja polvituen vaikutuksista polven biomekaanisiin muuttujiin. Kolmessa tutkimuksessa kipu (NRS tai WOMAC) oli tutkimuksen kohteena. Fyysinen toimintakyky WOMAC-kyselynä oli mukana kahdessa tutkimuksessa. Lihaskiviteettia tutkittiin kolmessa tutkimuksessa. Ikään liittyviä muutoksia tutkittiin yhdessä tutkimuksessa ja yhdessä rusto- ja luuydinvaurion suhdetta varustyyntymään. Lisäksi tutkittiin lonkan ja nilkan biomekaniikkaa suhteessa polveen.

7.3 Tutkittujen muuttujien tuloksia

Tutkittujen muuttujien tulokset on luokiteltu tutkimuksista nousseiden pääteemojen alle, joita olivat varustyyntymä, apuvälineiden vaikutus, polven adduktiomomentti ja lihasaktiivisuus. Polven adduktiomomentti on merkittävä muuttuja, jota tutkittiin yhdeksässä tutkimuksessa 12:sta.

Varustyyntymä

Winkin ja muiden (2019) tutkimuksessa selvitettiin varustyyntymän ja kahden vuoden aikaisen WOMAC kivun ilmaantuvuutta ja pahenemista. Tuloksia tarkasteltiin kliinisesti merkittävän kivun ja minkä tahansa kivun nousun kannalta. Kliinisesti merkittävän kivun nousu määritettiin WOMAC-asteikolla ≥ 2 nousu, jos lähtötaso oli 0, tai 20% nousu, jos lähtötaso oli > 0 . Merkittävää oli, että henkilöillä, joilla oli varustyyntymä, oli 1.44ertainen todennäköisyys minkä tahansa asteisen kivun pahenemiseen ja 1.37ertainen todennäköisyys kliinisesti merkittävän kivun pahenemiseen (Taulukko 7). Eroteltuna henkilöistä riskissä olevat (ei radiografista OA:ta, ylipaino, polvi oireita, aiempi polvitrauma tai -leikkaus) ja polven OA potilaat tilastollisesti merkittävä yhteys (1.38) löytyi vain varustyyntymän ja kivun pahenemisen välillä henkilöillä, joilla ei ollut lähtötasolla radiografista OA:ta (Taulukko 8). Lisäksi henkilöillä, joiden WOMAC-lähtötaso kivun suhteen oli 0 (1239 polvessa) ja joilla oli varustyyntymä, oli 2.01ertainen riski ≥ 2 pykälän kivun ilmaantuvuuteen kahden vuoden kuluessa (ei taulukoitu).

Taulukko 7. WOMAC kivun pahenemisen todennäköisyys varustyöntymän yhteydessä (Wink ym. 2019). (*Mukautettu iän, sukupuolen, rodun, BMI:n, klinikan, kävelynopeuden ja HKA-linjan mukaan)

OA polvia tai OA riskissä olevia polvia yhteensä 3204, varustyöntymä 31.5 %:lla			
WOMAC kipu	Määrä/Kokonaismäärä polvia (kpl)	Mukautettu todennäköisyyskerroin*	P-arvo
Minkätähansa asteisen kivun paheneminen			
Varustyöntymä	355/1010	1.44	0.0002
Ei varustyöntymää	625/2194	1.00	-
Kliinisesti merkittävän kivun paheneminen			
Varustyöntymä	278/1010	1.37	0.004
Ei varustyöntymää	500/2194	1.00	-

Taulukko 8. WOMAC kivun pahenemisen todennäköisyys varustyöntymän yhteydessä henkilöillä, joilla radiografinen OA ja joilla ei OA:ta (Wink ym. 2019). (*Mukautettu iän, sukupuolen, rodun, BMI:n, klinikan, kävelynopeuden ja HKA-linjan mukaan)

	Määrä/Kokonaismäärä polvia (kpl)	Mukautettu todennäköisyyskerroin*	P-arvo
Minkätähansa asteisen kivun paheneminen polvissa, joissa ei OA			
Varustyöntymä	135/447	1.38	0.02
Ei varustyöntymää	290/1171	1.00	-
Minkätähansa asteisen kivun paheneminen polvissa, joissa OA			
Varustyöntymä	171/420	1.31	0.06
Ei varustyöntymää	227/703	1.00	-
Kliinisesti merkittävän kivun paheneminen polvissa, joissa ei OA			
Varustyöntymä	97/447	1.09	0.57
Ei varustyöntymää	232/1171	1.00	-
Kliinisesti merkittävän kivun paheneminen polvissa, joissa OA			
Varustyöntymä	137/420	1.26	0.12
Ei varustyöntymää	189/703	1.00	-

Winkin ja muiden (2017) tutkimuksessa arvioitiin kävelyn aikaisen varustyöntymän ja mediaalisen ruston sekä luuydin vaurion ilmaantuvuuden ja pahenemisen suhdetta kahden vuoden pitkittäistutkimuksessa. Lisäksi arvioitiin staattisen varuslinjauksen osuutta vaurioon. Kaikista 1007 tutkittavasta 29.9 %:lla havaittiin varustyöntymä. Näillä vakioimattomassa arvioissa oli 2.10ertainen todennäköisyys mediaalisen luuydin vaurion ilmaantuvuuteen, 2.43ertainen todennäköisyys mediaalisen luuydin vaurion pahenemiseen ja 1.77ertainen todennäköisyys mediaalisen ruston kuluman pahenemiseen (Taulukko 9). Tilastollisesti merkittävää yhteyttä ei havaittu varustyöntymän ja rustovaurion ilmaantuvuuden välillä. Tutkimuksessa saatiin selville myös, että henkilöillä, joilla oli yhtäaikainen staattinen varuslinja ja varustyöntymä,

olivat tulokset samankaltaiset kuin edellä. Kuitenkaan, henkilöillä, joilla oli varustyöntymä, mutta ei staattista varuslinjaa ($HKA \geq 179^\circ$), ei ollut riskiä tilastollisesti merkitäviin edellä mainitun kaltaisiin tuloksiin.

Taulukko 9. MRI:ssä löydettyjen vaurioiden todennäköinen ilmaantumisen ja paheneminen kun henkilöllä on polven varustyöntymä (Wink ym. 2017).

	Vakioimaton arvio (95% luottamusväli)	P-arvo
Med. osan luuydin vaurion ilmaantuvuus	2.10 (1.48, 2.97)	< 0.0001
Med. osan ruston kuluman ilmaantuvuus	0.78 (0.47, 1.30)	0.35
Med. osan luuydin vaurion paheneminen	2.43 (1.82, 3.24)	< 0.0001
Med. osan ruston kuluman paheneminen	1.77 (1.30, 2.41)	0.0003

Näiden kahden tutkimuksen (Wink ym. 2019; Wink ym. 2017) nojalla on perusteltua ottaa käyttöön varustyöntymää ehkäiseviä toimenpiteitä niillä, joilla sitä on. Oireetontakin varustyöntymään linjaavaa polvea tulisi hoitaa, jotta kipua ei tulisikaan.

Dixonin ja muiden (2018) tutkimuksessa tutkittiin antagonistin ja synergistin co-aktivaation yhteyttä varustyöntymään ei-traumaattisilla (23 hlö) ja ACL-vaurioisilla (19 hlö) OA potilailla. Jaottelun taustalla oli hypoteesi, jonka mukaan ACL-ligamentti pitää huolta frontaalitason stabiiliuksesta, joka voi myöhemmin vaikuttaa alaraajan linjaukseen. Korkeammilla lihasparien, vastus lateralis - lateral hamstring ja vastus medialis - medial hamstring, co-aktivaatioilla oli yhteys korkeampaan varustyöntymään. ACL-vauriolla ei ollut merkittävää vaikutusta lukuihin.

Ulkoisen polven adduktiomomentti (KAM)

Hallin ja muiden tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida onko 1. KAM piikki, KAM impulssi ja kumulatiivinen polven adduktiokuorma osallisena itsenäisinä muuttujina kivun voimakkuuteen ja fyysisiin toimintoihin polven OA potilailla sekä vaihteleeeko yhteydet radiografisen taudin vaikeusasteen mukaan. Kumulatiivisen adduktiokuorman laskennassa käytettiin KAM impulssia ja päivän aikana kertyneiden askelten määrää. KAM piikki ja KAM impulssi olivat suuremmat korkeammassa vaikeusasteissa kuin lievimmässä (Taulukko 10). Kumulatiivisessa polven add. kuormassa ei ollut merkittäviä eroja. Arvioitaessa KAM parametrien vaikutusta itsenäisinä muuttujina kipuun ja fyysisiin toimintoihin, lievässä taudinasteessa ei havaittu yhteyttä. Kohtalaisessa taudinasteessa havaittiin KAM impulssilla yhteys itsenäisenä muuttujana

korkeampaan kipuun. Käänteisesti vakavassa taudinasteessa korkeammalla kumulatiivisella kuormalla havaittiin itsenäisenä muuttujana yhteys vähentyneeseen kipuun ja parempiin fyysisiin toimintoihin. (Hall ym. 2017.)

Taulukko 10. KAM parametrit eri taudin vaikeusasteissa (Hall ym. 2017)

	KL-aste 2	KL-aste 3	KL-aste 4
1. KAM piikki, (Nm/(BWxHT)%)	3.72 (± 1.23)	4.31 (± 1.17)	4.20 (± 1.03)
KAM Impulssi, (Nm · s/(BWxHT)%)	1.07 (± 0.37)	1.45 (± 0.39)	1.44 (± 0.34)
Kumulatiivinen polven adduktiokuorma (kNm · s/(BWxHT)%)	3.85 (± 2.20)	4.55 (± 2.12)	4.18 (± 1.98)

Duffellin ja muiden tutkimuksessa tarkasteltiin iän ja kävelyn piirteiden suhdetta terveillä ja polven nivelrikkoisilla. Tutkittavat jaettiin kolmeen ikäryhmään, 18-30, 31-59 ja yli 60 vuotta täyttäneisiin ihmisiin, jotka lisäksi jaettiin terveisiin ja polven nivelrikkoisiin. Kaikki merkittävät muutokset tulivat esiin 60+ ikävuotiaiden ryhmässä, esimerkiksi polven adduktiomomentti oli suurempi yli 60 vuotiailla polven nivelrikkopotilailla kuin terveillä samanikäisillä ja nuoremmilla OA potilailla (Taulukko 11). Myös polvikulmat frontaalitasossa erosivat merkittävästi terveiden ja OA-potilaiden välillä kantaiskun ja 1. GRF piikin vaiheissa kävelysykyä 60+ ryhmässä (Taulukko 12). Terveiden henkilöiden keskuudessa ikääntymisen seurauksena kantaiskuvaiheessa polvi oli enemmän fleksiossa (Taulukko 12). Vanhimman ikäryhmän OA potilaat myös kävelivät hitaammin kuin samanikäiset terveet (ei taulukoitu). Terveiden henkilöiden ryhmien välillä ei ollut eroja kävelynopeudessa. (Duffell ym. 2017.)

Taulukko 11. Polven nivelmomentti (Nm/bodyweight*height) horisontaalitasossa 1. GRF piikin aikana (Duffell ym. 2017). Merkittävä tulos on lihavoituna.

Ikäryhmä	Terveet	OA
18-30	0.15	-
31-59	0.14	0.14
Yli 60	0.14	0.27

Taulukko 12. Keskimääräinen polven kulma (astetta) sagittaali- ja frontaalitasoissa kantaisku-, ensimmäisen GRF piikin- ja varvastyöntövaiheissa (Duffell ym. 2017). Merkittävät tulokset lihavoitu.

Ikäryhmä	Vaihe	Sagittaali		Frontaali	
		Terveet	OA	Terveet	OA
18 - 30	Kantaisku	3.9	-	3.3	-
	1. GRF piikki	14.8	-	3.5	-
	Varvastyöntö	40.3	-	-3.9	-
31 - 59	Kantaisku	5.3	5.3	2.8	2.4
	1. GRF piikki	17.4	13.8	2.3	1.5
	Varvastyöntö	43.5	41	-0.5	-2.3
60 +	Kantaisku	7.5	8.2	3.7	7.9
	1. GRF piikki	17.3	15.2	2.4	6.8
	Varvastyöntö	39.3	35.4	-1.1	2.1

Hartin ja muiden tutkimuksessa havaittiin, että kävelyn merkittäviä kinemaattisia tai kineettisiä eroja ei löytynyt verrattaessa keskenään patellofemoraalista nivelrikkoa (PFOA), tibiofemoraalista nivelrikkoa (TFOA) tai näiden yhdistelmää (PFOA and PFOA) (Taulukko 13). Biomekaanisista tuloksista huolimatta, yhdistelmä nivelrikko, jossa muutoksia oli sekä tibio- että patellofemoraalisissa nivelpinnoissa, kärsivät enemmän kivusta, jäykkyydestä ja heikommasta toimintakyvystä (Taulukko 14). (Hart ym. 2018.)

Taulukko 13. Polven kinemaattiset ja kineettiset muuttujat terveillä ja kahdella eri nivelrikkotyypillä (Hart ym. 2018)

	Terveet	TFOA	PFOA ja TFOA	p-arvo
Fleksio kulmahuippu (tukivaiheen 1. puolikas)	18.1°	18.8°	19.9°	0.678
Adductiokulma (aikainen-keskitukivaihe)	- 1.6	0.5	0.7	0.782
1. KFM (tukivaiheen 1. puolikas) (Nm/kg)	0.29	0.41	0.42	0.164
2. KFM (tukivaiheen 2. puolikas) (Nm/kg)	0.05	0.06	0.08	0.455
1. KAM (Nm/kg)	0.47	0.43	0.43	0.710
2. KAM (Nm/kg)	0.36	0.43	0.39	0.338

Taulukko 14. Terveiden ja polven nivelrikkoisten WOMAC-osapisteet (Hart ym. 2018)

WOMAC	Terveet	TFOA	PFOA ja TFOA	p-arvo
Kipu	2.3	5.7	7.2	<0.001
Jäykkyys	1.1	2.9	3.6	<0.001
Toiminnot	6.5	19.3	24.8	<0.001

Lateraalisesti kiilattu pohjallinen ja polvituki

Kahdessa tutkimuksessa neljästä ortoositutkimusasetelmasta, Desseryn ja muiden (2017) sekä Sawadan ja muiden (2017), tutkittiin vain lateraalisesti kiilatun pohjallisen vaikutuksia pääasiassa polven kuormitukseen ja sitä usein kuvaavaan muuttujaan eli adduktiomomenttiin. Kahdessa tutkimuksessa taas tutkittiin lateraalisen kiilatun pohjallisen lisäksi myös polvituen vaikutusta nivelrikkaisen kävelyyn, erikseen ja yhdessä pohjallisen kanssa. Dessery ja muiden (2017) tutkimuksessa pohjalliset lisättiin koehenkilöiden omiin kenkiin, kun taas Sawadan ja muiden (2017) lateraalisesti kiilattu pohjallinen kiinnitettiin suoraan jalan pohjaan silikoni ominaisuuksia hyödyntäen. Viimeksi mainitussa tutkimuksessa saatiin näin informaatiota suoraan kävelystä, joka suoritettiin avojaloin eikä tuloksiin vaikuttanut jalkineen ominaisuudet (mts.).

Sawadan ja muiden (2017) tutkimuksessa ryhmiteltiin koehenkilöt jalkaterän asennon mukaan. Nivelrikkopotilaat, joilla oli seistessä jalkaterä pronaatiossa tai supinaatiossa luokiteltiin yhdeksi ryhmäksi ja toisessa ryhmässä olivat henkilöt, joilla ei kyseistä jalkaterän linjausta esiintynyt. Tulosten mukaan pohjallisista hyötyivät eniten ne, joilla ei ollut pronaatiota tai supinaatioita eli polven kuormitus väheni lateraalisesti kiilatun pohjallisen kanssa (Taulukko 15). Kyseisen tutkimuksen tavoite oli pääasiassa tutkia polven mediaalisen nivelrikkaisen kävelyä, jolla on normaali kantaluun linjaus. Kun pronatio ja supinaatio linjausryhmät ovat luokiteltu samaan kategoriaan, epäselväksi jää miksi juuri näillä koehenkilöillä ei pohjallinen vaikuttanut polven adduktiomomenttiin. Epäselväksi tulokset jäävät myös siksi, että pääpaino oli tutkia normaalilinjausryhmän omaavia henkilöitä.

Taulukko 15. Kävelyn aikaiset KAM parametrit paljain jaloin ja kiilan kanssa (Sawada ym. 2017)

	Ei asentovirhettä (n=10)			Asentovirhe (n=11)		
	Paljain jaloin	LWI	P-arvo	Paljain jaloin	LWI	P-arvo
1. KAM [Nm/kg]	0.54 (±0.17)	0.49 (± 0.17)	< 0.05	0.57 (±0.23)	0.57 (±0.24)	0.92
2. KAM [Nm/kg]	0.34 (±0.12)	0.33 (±0.13)	0.31	0.41 (±0.12)	0.40 (±0.12)	0.48
KAAI [Nm/kg·s]	0.17 (±0.05)	0.15 (±0.06)	0.06	0.19 (±0.06)	0.19 (±0.06)	0.43

Lateraalisesti kiilatuissa pohjallisissa oli eroja kiilauskorkeuden suhteen. Tutkimuksesta riippuen, tieto on ilmoitettu joko asteina tai millimetreinä. Sawadan ja muiden

(2017) tutkimuksessa kaikilla koehenkilöillä oli 5,3 asteen korotus, Khanin ja muiden (2019) tutkimuksessa taas 5 asteen, kun taas kahdessa muussa tutkimuksessa Desseryn ja muiden (2017) sekä Jafarnezhadgero ja muiden (2018) koehenkilöillä testissä oli vaihtelevia lateraalisia korotuksia. Desseryn (2017) tutkimuksessa otettiin huomioon kiilakorkeuden mahdollinen vaikutus tuloksiin, joten koehenkilöt kävelivät kahdella eri kiilakorkeudella. Jafarnezhadgero ja muiden tutkimuksessa oli viisi eri vaihtoehtoa kiilojen korkeuden suhteen ja niistä testaamalla valittiin jokaiselle koehenkilölle sopivin. Korkeudet vaihtelivat 4, 6, 8, 10 ja 12 mm välillä. Tuloksissa ei huomioitu sitä, kuinka korkea kiila oli käytössä. Kiilakorkeuden erojen takia, tutkimuksia ei voida täysin verrata toisiinsa. (Jafarnezhadgero ym. 2018.) Kaikesta huolimatta, lateraalisen kiilan korkeus vaikutti tuloksiin yhdessä tutkimuksista, jossa se huomioitiin tutkia. Desseryn ja muiden (2017) tutkimuksessa polven adduktiokulmaimpulssi pieneni molemmilla kiiloilla verrattuna asetelmiin ilman pohjallista. 2. KAM piikin aikainen arvo pieneni 8,8 % 6 asteisen kiilan käytöllä ja 10,9 % 10 asteisen kiilan käytöllä (Taulukko 16). Myös Sawadan ja muiden (2017) tutkimuksessa, jossa oli 5.3 asteen kiilakorkeus, polven adduktio momentti väheni koehenkilöillä, joilla oli normaali kantaluun linjaus. Desseryn ja muiden tutkimuksessa oli tarkasteltu lateraalisen kiilauksen lisäksi jalkapohjan holvikaarituen vaikutusta. Kaikissa kolmessa pohjallisessa oli holvikaarituki ja kahdessa lisäksi kiila. Holvikaarituen käyttöä perusteltiin sillä, että se vähentäisi käyttäjän epämukavuutta. Neutraalissa asetelmassa eli kengässä, jossa käytettiin holvikaarituellista pohjallista ilman lateraalista kiilaa, lisäsi polven adduktio momenttia 1. piikin aikana. Tämän mukaan holvikaarituellista pohjallista ei tulisi käyttää ilman lateraalista kiilaa polven mediaalisen osan nivelrikkopotilailla. (Dessery ym. 2017.)

Taulukko 16. Erilaisten pohjallisten vaikutus KAM parametreihin (Dessery ym. 2017)

	Ilman pohjallista	Pohjallinen ilman kiilaa (neutraali)	Pohjallinen + 6° kiila	Pohjallinen + 10° kiila
KAM 1. piikki (Nm/Bw*Ht)	0.330 (±0.086)	0.352 (±0.084)	0.317 (±0.078)	0.332 (±0.088)
KAM 2. piikki (Nm/Bw*Ht)	0.285 (±0.093)	0.284 (±0.092)	0.260 (±0.084)	0.254 (±0.087)
KAM impulssi (Nms/Bw*Ht)	12.3 (±4.1)	12.9 (±3.8)	11.6 (±3.5)	11.6 (±3.6)

Kahdessa tutkimuksessa tutkittiin lateraalisesti kiilattua pohjallista ja polvitukea (Jafarnezhadgero ym. 2018; Khan ym. 2019). Molemmissa tutkittiin kävelyn aikaista

adduktiomomenttia polvituen ja lateraalisesti kiilatun pohjallisen kanssa yksin ja erikseen sekä ilman apuvälinettä. Jafarnezhadgeron ja muiden (2018) tutkimuksessa polvituki tehtiin mittatilaustyönä, jossa oli ominaisuutena vääntömomentin aikaansaamiseen polven valgus-suuntaan 4 - 7 asteen verran ja myös Khan ja muiden tutkimuksessa käytettiin valgus polvitukea, mutta vääntömomentiltään 4 asteen verran. Molemmissa tutkimuksissa pelkkä polvituen käyttö ei vaikuttanut merkittävästi tuloksiin mutta kävely pohjallisen kanssa vähensivät polven adduktiomomenttia. Khanin ja muiden (2019) Tutkimuksessa tulokset olivat KAM 1. huipussa 6% ja 2. huipussa 9%. Jafarnezhadgeron ja muiden (2018) tutkimuksen tuloksia ei ole taulukoitu, koska KAM-muuttujasta ei ollut taulukoituja tuloksia vain kuvaajat. Tästä huolimatta merkittäviä tuloksia tuotti samalla tavalla polvituen (KB) ja lateraalisesti kiilatun pohjallisen (LWI) yhdistäminen kävelyssä vähentäen polven adduktiomomenttia. Khanin ja muiden (2019) tutkimuksessa asetelmia oli lisäksi useampia, koska yksi tutkittava asetelma oli jalkaterän linjauksen muuttaminen kävelyn aikana. Tämä käytännössä tarkoitti sitä, että koehenkilöitä pyydettiin kävelemään jalkaterä enemmän sisäkierrossa (TO-toe out kävely), ilman apuvälineitä ja apuvälineiden kanssa. Tuloksissa saatiin merkittävin tulos, kun pohjallinen (LWI), polvituki (KB) ja kävelytyylin (TO) yhdistettiin (Taulukko 17).

Taulukko 17. Kävelyn testaaminen kuudella eri tavalla ja niiden vaikutus KAM-muuttujiin (Khan ym. 2019).

	N	KB	LWI	KB+TO	LWI+TO	KB+LWI+TO
1st KAM (Nm/%BW*Ht)	3.91	3.82 p=0.20	3.66 p=0.03	3.85 p= 0.11	3.68 p= 0.04	3.63 p=0.01
2nd KAM (Nm/%BW*Ht)	2.9	2.81 p=0.29	2.62 p=0.01	2.67 p=0.02	2.51 p<0.01	2.16 p<0.01
KAAI (Nms/%BW*Ht)	1.41	1.32 p=0.02	1.30 p=0.01	1.33 p=0.02	1.26 p<0.01	1.27 p<0.01

Lihasaktivaatio

Kolmessa tutkimuksessa tutkittiin lihasten co-aktivaatiota muun muassa antagonisti ja synergistilihasten kesken verraten samalla polven biomekaniikkaan ja kuormitukseen kuten adduktiomomenttiin. Koehenkilöiden luokituksissa oli eroavaisuuksia. Robbinsin ja muiden (2019) tutkimuksessa nivelrikkokoehenkilöt ryhmiteltiin sen mu-

kaan, oliko aikaisemmin ollut ACL-traumaa vai ei ja verrattiin terveiden koehenkilöiden kävelyyn. Sama ryhmittely oli Dixonin ja muiden (2018) tutkimuksessa. Robbinsin ja muiden (2019) tutkimuksesta huomioitiin myös kävelynaikainen varuslinjaus. Selistren ja muiden (2017) tutkimuksessa ryhmiteltiin vain nivelrikkokoehenkilöt terveistä koehenkilöistä.

Lihaspareista ja lihaksista kerättiin tietoa elektromyografian avulla ja tuloksia verrattiin yhdessä biomekaanisten ja polven adduktiomomentin muuttujien kanssa. Robbinsin ja muiden (2019) tutkimuksessa kerättiin lihassupistuksesta tietoa yksi lihas kerrallaan seitsemästä lihasryhmästä, kun taas Dixonin ja muiden (2018) sekä Selistren ja muiden (2017) tutkimuksissa kerättiin tietoa yhdessä lihasparina. Lihasparit ryhmiteltiin alaraajojen lihasten mediaaliseen ja lateraaliseen puoleen anteriorisesti ja posteriorisesti (kehon etu- ja takaosan lihakset), joten lihasparit olivat kehon alaraajojen etu- ja takareisistä ja kaksoiskantalihasista, jotka toimivat polven ojennuksessa ja koukistuksessa. Dixonin ja muiden (2017) työssä tutkitut lihakset olivat vastus lateralis (lateraalinen reisilihas) ja lateralis hamstring (VL-LH), vastus lateralis ja lateralis gastrocnemius (lateraalinen kaksoiskantalihas), vastus medialis ja medialis gastrocnemius. Selistren ja muiden (2017) tutkimuksessa lihasparit erosivat muutamalla erolla kuten m. quadriceps ja gastrocnemius parilla.

Selitsren ja muiden tutkimuksessa löytyi korrelaatio polven mediaalisen kuorman ja lateraalisen lihasaktivaatioiden välillä. Nivelrikkokoehenkilöillä lateraalisen lihasparin aktivaation välillä eli m. biceps femoris ja vastus lateralis (BF:VL) oli suurempi terveeseen verrokkiryhmään verrattuna. Käytännössä se tarkoittaa sitä, että mitä suurempi mediaalinen kuorma, sitä suurempi oli lateraalisen lihasparin toiminta. (Selistre ym. 2017.) Dixonin ja muiden tutkimuksessa löydettiin merkittäviä yhteyksiä varustyyntymän ja lihasparien supistumisen välillä. Tarkasteltavat lihasparit, etureiden vastus lateralis ja lateraalinen hamstring sekä vastus medialis ja mediaalinen hamstring co-aktivaatiot olivat yhteydessä tutkittavien varustyyntymään. (Dixon ym. 2018.) Robbinsin ja muiden tutkimuksessa polven ei-traumaattisilla oli suurentuneet rectus femoriksen, vastus lateraalisen ja mediaalisen aktivaatiot kuin polven traumaattisilla OA potilailla. Lisäksi samalla ryhmällä oli korkeammat ja pitkittyneet lateraalisen hamstringin aktivaatio kuin traumaattisilla ja terveillä. (Robbins ym. 2019.)

8 Pohdinta

Opinnäytetyö tavoitteena oli vastata kysymyksiin, miten polven nivelrikkoisen videoidut kävelyanalyysit on toteutettu, mitä niissä on tutkittu ja mitä tuloksia saatu? Työ on tietävästi ensimmäinen, jossa etsitään tietoa juuri polven nivelrikkoisille tehdyistä videoanalyyseistä. Tavoitteensa työ on saavuttanut. Toivottakoon, että työ täyttää myös tarkoituksensa, vaikka työssä ei oteta kantaa siihen, miten kävelyanalyysi yksityiskohtaisesti pitäisi tehdä. Kävelyanalyysi on kokonaisuus, jonka palaset jokainen tutkimuksen tekijä kokoaa itse. Katsauksessa kävi kuitenkin ilmi, että kaikissa 3D-tutkimuksissa kävelyanalyysi toteutettiin pääpiirteissään samantyyppisellä kaavalla. Kovin uutta, markkeritonta teknologiaa näissä tutkimuksissa ei käytetty, mutta jää nähtäväksi uuden tekniikan myötä, muuttuvatko kävelyanalyysit markkerittomiksi (Zago, Luzzago, Marangoni, De Cecco, Tarabin ja Galli 2020).

Läpinäkyvällä menetelmäkuvauksella voidaan arvioida tutkimuksen luotettavuutta ja mahdollisesti toistaa tutkimus (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2014, 261). Vähiten luotettavan vaikutelman antoi Duffelin ja muiden (2017) tutkimus, jossa kävelymatka oli yksi pienimmistä, kuusi metriä, onnistuneita kierroksia oli vähiten, kolme, ja kävelynopeuden mittaustapaa ei kerrottu. Myöskään sitä ei kerrottu käyttivätkö tutkittavat kenkiä, mikä on oleellista tietää, kun mitattiin nivelmomentteja. Radzimskin, Mündermannin ja Solen (2011) kirjallisuuskatsauksessa, jossa selvitettiin jalkineen vaikutusta polven ulkoiseen adduktiomomenttiin, todettiin, että henkilön omilla kenkillä on todennäköisesti nostava vaikutus tähän muuttajaan verrattuna paljain jaloin kävelyyn. Aineiston kaikissa kolmessa tutkimuksessa, missä jalkineen käyttö oli mainittu, tutkittiin lateraalisen kiilan vaikutusta. Kahdessa testattavat käyttivät samaa kenkää, mutta Desseryn ja muiden tutkimuksessa, jossa käytettiin omia kenkiä, kerrottiin tämän olleen tutkimuksen rajoite. Toisaalta he perustelivat kengän käyttöä sillä, että he halusivat varmistaa mukavuuden oman kengän käytöllä. Kyseisessä tutkimuksessa otettiin kantaa myös siihen, että tutkimuksissa, joissa tutkitaan apuvälineiden vaikutusta kipuun, testausaika voi olla liian lyhyt vaikuttamaan oireisiin. Tästä saattoi olla kysymys myös heidän tutkimuksessaan, koska he eivät havainnoineet kivun muutoksia eri testiolosuhteissa, joiden välissä annettiin 10 min adaptoitumisaika, ja josta 2 min oli kävelyä kävelymatolla. (Dessery ym. 2017.) Jafarnezhadgeron ja

muiden (2018) tutkimuksessa testiolosuhteiden välissä kysyttiin myös kivusta, mutta adaptoitumisaika oli vain 2 min eikä merkittäviä eroja kivun suhteen noussut esiin eri testikierrosten välillä. Apuvälineitä tai kenkiä testatessa tulisikin huomioida, että henkilölle annetaan riittävä mukautumisaika uuteen välineeseen.

Hyvä ja luotettava kävelyvauhti saadaan, kun kävelymatka on riittävän pitkä, n. 15 m (Kauranen & Nurkka 2010, 386). Tämä suositus toteutui vain yhdessä tutkimuksessa (Jafarnezhadgero ym. 2018.) Toisaalta kävelykierroksia tehtiin useita, joka lisäsi tutkimusten luotettavuutta. Apuvälineiden vaikutusta mittaavissa tutkimuksissa kävelykierrokset kasvoivat jopa 30:een (Khan ym. 2019), mutta näissä tutkimuksissa otanta oli pienempi, vain noin 20 henkilöä. Kierrosten määrää lisäsivät vielä harjoittelukierrokset. Kävelytestiä suunniteltaessa vastaan voivat tullakin käytettävät resurssit. Esim. mitä enemmän markkereita on käytössä, mitä useampaa asiaa tutkitaan (kyselykaavakkeet/lihasvoimat/ym.), mitä useampi kävelykierros tehdään ja mitä useampaa henkilöä tutkitaan, sitä kauemmin testaukseen kuluu aikaa.

Eichelberger ja muiden (2016) mukaan laitteisto tulisi aina asentaa ja arvioida laboratorikohtaisesti. Lisäksi dynaamista tarkkuutta ei voi määrittää staattisen virhearvion perusteella, vaan se on määritettävä omanaan. Ainoastaan Jafanezhadgeron ja muiden (2018) tutkimuksessa kerrotaan, että kalibrointi tehtiin myös kävelystä. Eichelberger ja muiden artikkelissa todettiin myös, että kahdeksan kameraa kuuden sijaan lisää mittaustarkkuutta. Opinnäytetyön aineiston tutkimuksissa kolmessa käytettiin vähemmän kuin kahdeksaa kameraa.

Lisäksi mittaustarkkuuteen voivat vaikuttaa muun muassa kameroiden järjestely, kalibroittavan alueen koko, markkerien koko, muoto ja heijastuskyky, optinen kontrasti, valaistus, kalibroinnin nopeus ja kesto sekä kameroiden resoluutio. Mittaustarkkuuteen vaikuttaa niin moni asia, että ani harvoin niihin otetaan kantaa tieteellisissä artikkeleissa (Eichelberger ym. 2016). Tämä päti myös opinnäytetyön aineistossa.

Kävelyanalyysin teon voi ajatella prosessiksi, jonka luotettavuuteen vaikuttaa monta tekijää. Liikkeenkaappauslaitteiden mittaustarkkuuteen vaikuttavista tekijöistä osa

mittaajista riippumattomia. Huolellinen perehtyminen, suunnittelu, valmistelu ja lipsumaton ote testausprosessin läpiviennissä vähentää virheitä. Liikaa ei voi korostaa huolellista työtä markkereiden sijoittelussa. Tästä ja pehmytkudosten liikkeestä johtuvat virheet mainitaan usein virhelähteinä (Collins, Ghoussayni, Ewins & Kent 2009; Duffell, Hope & McGregor 2014). Peruseriaatteita kävelyanalyysien toteuttamisesta ja liikkeenkaappauksen menetelmistä löytyy netin lisäksi muun muassa kävelyanalyysiin liittyvistä kirjoista, biomekaniikkaa käsittelevistä opuksista, laitteistojen käyttöohjeista ja ISO-standardeista liittyen mittaustarkkuuteen ja vaatimukseen laboratorioiden suhteen. Joitakin tärkeitä kävelyanalyysin teossa huomioitavia seikkoja on kerätty taulukkoon 18, joita näistä tutkimuksista nousi esiin.

Taulukko 18. Kävelyanalyysissä huomioitavia seikkoja

Kävelymatkan riittävyys, alussa ja lopussa kiihdytys ja jarrutusmatka.
Onnistuneiden kävelykierrosten lukumäärä, mitä lyhyempi kävelymatka sitä enemmän kierroksia.
Harjoittelukierrosten lukumäärä.
Riittävä adaptoituminen apuvälineeseen, tarvitaanko tauko testikierrosten välissä?
Jalkineet vain, jos testataan jalkaortoosia. Harkinnan mukaan omat kengät tai kaikilla samat.
Normaali kävelynopeus vai kontrolloitu.
Huomio testattavan samankaltaiseen ohjeistukseen esim. kävelynopeudesta (normaali, mukava, luonnollinen jne.)
Miten kävelynopeus mitataan?
Käytettävä markkeriseti/paikat => harjaantuminen sijoittelussa ja selvitys tarkoista paikoista.
Markkereiden kiinnittäminen paljaaseen ihoon => vaatetus.
Keskivartalolihavuus => onnistuuko markkereiden asettaminen
Mitä enemmän markkereita, sitä kauemmin aikaa menee.
Testaukseen käytettävä aika => kokeilu
Onko saatavilla teknistä tukea/Riittävä ymmärrys laitteiston käytöstä ja tulosten analysoinnista.
Kahdeksan kameraa on katsottu olevan riittävän tarkka tallentamaan dynaamista liikettä.
Staattisella kalibroinnilla ei voi määrittää dynaamisen liikkeen tarkkuutta.

Kaksi tutkimusta oli toteutettu 2D-menetelmällä (Wink ym. 2017; Wink ym. 2019), joka sopinee laadulliseen silmin havaittuun tutkimiseen tietyin rajoituksin. Arvioinnissa tulisi kiinnittää huomiota muun muassa siihen, vaikuttaako alaraajan rotaatio varustyöntymän suuruuteen. Esimerkiksi kävelyä sivulta havainnoiden kantaiskuvaiheessa alaraajan sisäkierto saa polven fleksion näyttämään pienemmältä kuin mitä se

oikeasti on (Perry & Burnfield 2010, 408). Voiko edestä havainnoiden alaraajan ulko-kierto vaikuttaa siten, että varustyöntymä näyttää isommalta? Tähän ei ole otettu kantaa tutkimuksissa. Näissä kahdessa 2D-tutkimuksessa huomioitiin, että menetelmä ei välttämättä ole kaikista luotettavin silmämääräisen arvioinnin vuoksi. Lisäksi markerit sijaitsivat melko lähellä toisiaan, mutta niiden sijoittelusta ei otettu kantaa tai että oliko markkereista hyötyä. (Wink ym. 2017; Wink ym. 2019.)

Kahdessa 2D-tutkimuksessa molemmissa tutkittiin dynaamista varustyöntymää laadullisesti (Wink, ym. 2017; Wink, ym. 2019). Vaikka varustyöntymän laadullinen arvio on saanut kritiikkiä, on näiden tutkimusten mukaan perusteltua konservatiivisessa hoidossa pyrkiä vaikuttamaan varustyöntymään. Koska varuslinjaus ja varustyöntymä kävellessä on todettu aikaisemmissa tutkimuksissa lisäävän mediaalista kuormaa ja mediaalisessa nivelrikossa polven adduktiomomentti lisääntyy, varustyöntymä voi korreloida adduktiomomenttia. Tällöin sitä voi pitää aiheellisena tutkimuskohteena. (Hunt & Bennell 2011) Polven mediaalista kuormaa voi näin ollen arvioida myös kliinissä työssä. Tähän teoriaan 2D-tutkimuksissa on vedottu ja täten tutkittu varustyöntymää kaksiulotteisesti kalliimman kolmiulotteisen mallinnuksen sijasta (Wink ym. 2017; Wink ym. 2019).

Opinnäytetyön aineiston valintaa ohjasi tutkimusmenetelmän riittävän tarkka kuvaus, joka osoittautui toimivaksi hakustrategiaksi. Haasteita aineiston analysoinnissa tuotti viimeinen tutkimuskysymys, jota ehdottomasti olisi pitänyt rajata. Yhteenvedon tekeminen niin monesta tutkitusta asiasta, osoittautui mahdottomaksi, etenkin koska yhteenvedoa ei pyritty tekemään suhteessa johonkin yhteen asiaan, kuten lihasaktivaatioon, apuvälineisiin tai esimerkiksi instabiliteettiin. Tästä seurasi myös se, että tutkittujen muuttujien tulosten selkeä yhdistäminen teoriaan jäi ontumaan.

Muuttujien tarkastelun helpottamiseksi niitä ryhmiteltiin. Tutkittujen muuttujien paino oli polven kuormitukseen liittyvissä tekijöissä. Tutkimuksista huomasi selvästi, että polven adduktiomomentin ajatellaan olevan yhtä kuin polven mediaalista kuormaa kuvaava muuttuja, vaikka sitä ei täysin voida noninvasiivisesti määrittää (Chang ym. 2015). Muistakin polveen vaikuttavista momenteista oltiin kiinnostuneita, mutta

KAM:a tutkittiin eniten. Tämän vuoksi polven adduktiomomentti päätettiin ottaa tarkempaan tarkasteluun yhdessä varustyöntymän kanssa, joka myös on kuormitukseen vaikuttava tekijä. Kipu ja polvioireet olivat myös useissa tutkimuksissa mukana, mutta niitä ei nostettu erityiseen tarkasteluun tärkeydestään huolimatta. Lihasten co-aktivaation ajatellaan myös vaikuttavan polven kuormitukseen ja tästä muodostui yksi ryhmä. Lihasten co-aktivaatiota tutkittiin suhteessa varustyöntymään ja KAM:iin sekä verrattiin post-traumaattisten ja ei-traumaattisten OA potilaiden lihasaktivaatioiden eroja. Koska apuvälineiden käyttö on tärkeä osa polven nivelrikon hoitoa, haluttiin se nostaa tutkituista asioista yhdeksi ryhmäksi.

Tutkimusten muuttujia ei voitu vertailla suoraan keskenään. Ensisijaisesti siksi, koska tutkimusasetelmat olivat erilaisia, mutta myös koska eri laboratorioiden välisissä tuloksissa voi olla suuria vaihteluita (Kirtley 2006, 57). Yhdessä tutkimuksessa on kuitenkin todettu, että eri markkeriprotokollien väliset tutkimustulokset olisivat yleisesti ottaen vertailukelpoisia (Ferrari ym. 2008).

Tarkasteltavissa tutkimuksissa neljässä oli tutkittu polvituen ja jalkineiden pohjallisten vaikutuksia nivelrikkoisilla. Käypä hoito -suosituksen mukaan suositellaan jäykkiä polvitukia useimmiten juuri instabiilin polven hoidossa. Valgus-suuntaisen polvituen tarkoitus on suunnata varus-virheasentoista polvea kävelyn aikana edullisempaan asentoon ja sillä voidaan vaikuttaa kipuun ja toimintakykyyn mediaalisen nivelrikon hoidossa. Polvitukia on käytetty nivelrikkopotilailla ja kivun hoidosta on tutkimusnäyttöä. (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018.) Jafarnezhadgeron ja muiden (2018) sekä Khanin ja muiden (2019) tutkimusten perusteella apuvälineillä ei kuitenkaan näyttäisi olevan merkittävää vaikutusta polven adduktiomomenttiin.

Lateraalisesti kiilattua pohjallista on käytetty neljässä tutkimuksessa, joista on saatu vaihtelevia tuloksia. Kiilan korkeudella on ollut merkitystä, esimerkiksi Desseryn ja muiden (2017) tutkimuksessa 6 asteen lateraalinen korotus selvästi vähensi KAM:a, mutta yli 10 asteen korotuksen tulokset eivät enää eronneet verrokkiryhmään. Siitä huolimatta lateraalisesti kiilattu pohjallinen muutti KAM (1. ja 2. huippu) parametrejä alemmaksi, josta voidaan päätellä, että pohjallisella on ollut vaikutusta kuormituk-

seen. Käypä hoito -suosituksen mukaan lateraalisesti korotettu tukipohjallinen ei vähennä kipua tai paranna toimintakykyä. Suositusten mukaan tutkimustulosten näytöistä on saatu ristiriitaista tietoa. (Polvi- ja lonkkanivelrikko 2018.) Tuloksiin voi vaikuttaa se, miten mukavaksi koehenkilö kokee jalkineen tai pohjallisen. Asiaa oli mietitty kolmessa tutkimuksessa, jossa käytettiin jalkinetta. Desseryn ja muiden tutkimuksessa tuotiin hyvin esiin, kuinka jalkaterän mediaalinen holvikaaren tuki ilman lateraalista kiilaa voi vaikuttaa negatiivisesti nostamalla polven adduktiomomenttia. Lisäarvoa tutkimukseen olisi tuonut KAM:n tutkiminen käyttämällä ainoastaan lateraalista kiilaa ilman mediaalisen puolen tukea. (Dessery ym. 2017.) Aineiston tutkimusten valossa lateraaliset tai mediaaliset tuet tulisi valita yksilökohtaisesti huomioiden polven ja nilkan linjaus.

Tutkitut muuttajat mukailivat teoriaa, jossa todettiin, että kävelyanalyysin kiinnostus kohdistuu liikeanalyysiin, lihasaktiiviteettiin, voimiin ja kuormitukseen sekä kävelysyklin spatio-temporaalisiin muuttujiin (Perry & Burnfield 2010, 403). Opinnäytetyön aineiston laboratoriotasoiset kävelyanalyysit ovat ehkä kaukana kliinisistä kävelynarvioista, eikä moni fysioterapeuttiakaan tule tekemään tämän tyyppisiä tutkimuksia. Käytännön tasolla analyysit kuitenkin tukevat kliinistä työtä ja päätökset voivat silloin perustua näyttöön. Kävelyanalyysin monitahoisuuden ja siitä saatujen tulosten ymmärtäminen auttavat parhaimmillaan syventämään kävelyn monimutkaista ilmiötä ja ymmärtämään siihen vaikuttavia lukuisia tekijöitä. Näiden kautta hoitotoimet voidaan kohdentaa tarkemmin. Liikkumiskyvyn arviointi on vain osa fysioterapeutin työtä ja jää vaille merkitystä, jos hoitotoimenpiteitä ei osata kohdentaa oikein. Polven nivelrikossa on pohjimmiltaan kyse monimutkaisesta ilmiöstä, jonka etiologia ei ole yksiselitteinen. Tieto siitä, mitä polven nivelrikosta tutkitaan, millä liiketasolla ja missä vaiheessa kävelysykliä, auttaa ymmärtämään etenkin polven kuormitukseen liittyviä seikkoja. Tämä auttaa myös ohjauksessa ja neuvonnassa.

Jatkossa hoidon tarkemmalle kohdentamiselle voisi olla tärkeää, että tutkimuksissa kuormitukseen liittyvät tekijät pystyttäisiin tarkemmin erottelemaan, niin että esimerkiksi henkilöt, joilla on nilkan virheasento, erotettaisiin pronatioon tai supinaatioon taipuvat nilkat omiksi ryhmikseen. Sama pätee traumapolvissa, joissa ACL-

ligamentti on vaurioitunut. Nämä henkilöt voisi erottaa niihin, joiden polvi on korjausleikattu ja niihin, joiden polvea ei ole operoitu. Jatkossa voisi tutkia myös sitä, miten kävely eroaa tasamaalla ja kävelymatolla ja mitä hyötyjä ja haittoja niissä on verrattuna toisiinsa.

9 Eettisyys ja luotettavuus

Eettisesti hyvän tutkimuksen edellytyksenä on, että tutkijat noudattavat hyvää tieteellistä käytäntöä. Tämän mukaan tutkijoiden tulee noudattaa hyviä eettisiä toimintatapoja, joihin kuuluu mm. rehellisyys, huolellisuus ja tarkkuus sekä kunnioitus muiden töitä kohtaan. Lisäksi tutkijoiden tulisi huomioida, että valitut tiedonhankinta-, tutkimus- ja arviointimenetelmät ovat tieteellisen tutkimuksen kriteerien mukaisia. Rehellisyyteen katsotaan kuuluvaksi keskeisinä asioina, että muiden tekstiä ei plagioida, tuloksia ei tulisi yleistää kritiikittömästi, ei sepittää eikä kaunistella. Työ ei myöskään saisi johtaa harhaan tai olla puutteellista, tarkoittaen että käytetyt menetelmät on raportoitu huolellisesti, tulokset ovat vääristelemättömiä ja tutkimuksen puutteet tuodaan julki. (Hirsjärvi ym. 2014, 23-26.) Hyvän tieteellisen käytännön -suositusta ohjaa lainsäädäntö, johon kuuluu osana tekijänoikeuslaki. Tämän mukaan kaikkea kirjallisuustietoa mitä työssä käytetään, tulisi viitata hyvän tutkimustavan mukaisesti, eli lähteen alkuperä ja tekijät tulee kirjata huolellisesti. (Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset 2019, 3 ja 12.) Edellä mainitut eettiset periaatteet ovat ohjanneet myös tämän kirjallisuuskatsauksen tekoa.

Käytetyn aineiston luotettavuuteen tulisi kiinnittää huomiota. Tämä pätee niin teoriaosuudessa käytettyyn aineistoon kuin tutkimukseen valikoituun aineistoon. Integroivaan kirjallisuuskatsaukseen kriittinen arvio kuuluu oleellisesti, vaikkakaan se ei ole yhtä valikoiva kuin systemaattisessa muodossa (Salminen 2011, 8). Kirjallisuuskatsaukseen valikoitavan aineiston luotettavuutta voidaan arvioida eri kriteeristöjen perusteella, mutta tässä työssä aineiston valintaa ohjasi menetelmäosion riittävän tarkka kuvaus, mikä on itsessään läpinäkyvyyden ja siten luotettavuuden yksi mitta (Kangasniemi ym. 2013, 297-298). Lisäksi lähteiden valinnassa on pyritty huomioidaan yleisesti lähdekritiikkiin liittyviä tekijöitä, joita ovat muun muassa kirjoittajan arvostettuus, lähteen ikä, lähdetiedon alkuperä, lähteen uskottavuus ja totuudellisuus (Hirsjärvi ym. 2014, 113-114). Käytetyt lähteet tulisi olla alkuperäislähteitä, mutta teoriapohjaan on vaikuttanut aineiston saatavuus, jolloin teoriatietoa on haettu myös oppikirjoista tai käytetty esimerkiksi käypä hoito -suosituksia. Näitäkin käyttämällä lähde on kuitenkin katsottu riittävän luotettavaksi.

Työssä on kuvattu läpinäkyvästi tutkimusmenetelmä valitusta näkökulmasta. Haastavuutta työhön toi opinnäytetyön tavoitteen ja tutkimuskysymysten laajuus. Aihetta rajaamalla työstä olisi saanut vielä täsmällisemmän. Tämä vaikuttaa luotettavuuteen siten, että mahdollisesti kaikkia aiheen ymmärtämiseen vaikuttavia tekijöitä ei ole pystytty käsittelemään. Lisäksi muun muassa tilastotieteeseen, biomekaniikkaan ja liikkeenkaappaukseen liittyy sellaista englanninkielistä sanastoa, jota on ollut vaikea ymmärtää ja tulkinta on voinut jäädä suppeaksi. Kangasniemen ja muiden (2013, 297-298) mukaan tutkimustuloksia ei saisi tarkastella myöskään valikoiden tai yksipuolisesti, mutta koska liikkeenkaappausmenetelmällä (yhdistettynä muihin laitteisiin) saadaan valtavat määrät dataa, oli käsiteltävää aineistoa ollut pakko rajata. Lisäksi työn aineistoa rajasivat kielivalinnat, jonka vuoksi mahdollisia hyviä tutkimuksia jäi pois katsauksesta.

Lähteet

- Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset. 2019. Arene. Viitattu 18.4.2020. <http://www.arene.fi/wp-content/uploads/Rapor-tit/2020/AMMATTIKORKEAKOULUJEN%20OPINN%C3%84YTET%C3%96IDEN%20EETTISET%20SUOSITUKSET%202020.pdf?t=1578480382>.
- Arokoski, J., Lammi, M., Hyttinen, M., Kiviranta, I., Parkkinen, J., Jurvelin, J., Tammi, M. & Helminen, H. 2001. Nivelrikon etiopatogeneesi. Duodecim lehti. Viitattu 3.5.2020. https://fimnet.fi/cgi-cug/brs/brshowdoc.pl?start=4&session_id=19171.1522248851, Fimnet.
- Bassile, C. C. & Hayes, S. M. 2016. Gait Awareness. Julkaisussa Stroke Rehabilitation: A Function-Based Approach. Toim. Gillen, G. 4. p. Elsevier, 194-223. Viitattu 18.4.2020. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323172813000095>.
- Bennell, K., Hinman, R., Wrigley, T., Creaby, M. & Hodges, P. 2011. Exercise and osteoarthritis: Cause and effects. Comprehensive Physiology, 1, 1943–2008. Viitattu: 24.10.2020. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23733694/>.
- Bennell, K. & Hinman, R. 2009. Advances in insoles and shoes for knee osteoarthritis. Current Opinion in Rheumatology, 21, 2, 164–170. Viitattu 24.10.2020. https://journals.lww.com/co-rheumatology/Fulltext/2009/03000/Advances_in_insoles_and_shoes_for_knee.13.aspx.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U & Leardini, A. 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics, 10, 4, 171-178. Viitattu 26.10.2020. http://trama.deib.polimi.it/allegati/Cappozzo_1995.pdf.
- Cappozzo, A., Croce, U., Leardini, A. & Chiari, L. 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry, Part 1: theoretical background. Gait and Posture, 21, 186-196. Viitattu 10.9.2020. <https://scholar.google.com/>.
- Chang, A., Hochberg, M., Song, J., Dunlop, D., Chmiel, J., Nevitt, M., Hayes, K., Eaton, C., Bathon, J., Jackson, R., Kwoh, C. & Sharma, L. 2010. Frequency of Varus and Valgus Thrust and Factors Associated With Thrust Presence in Persons With or at Higher Risk of Developing Knee Osteoarthritis. ARTHRITIS & RHEUMATISM, 62, 5, 1403–1411. Viitattu 21.7.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/art.27377>.
- Chang, A., Moio, M., Chmiel, J., Eckstein, F., Guermazi, A., Prasad, P., Zhang, Y., Almagor, O., Belisle, L., Hayes, K. & Sharma, L. 2015. External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage, 23, 7, 1099-1106. Viitattu 3.8.2020. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1063458415000461>.
- Collins, T., Ghossein, S., Ewins, D. & Kent, J. 2009. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set.

Gait & Posture, 30, 2, 173-180. Viitattu 8.11.2020. [JYKDOK https://jyu.finna.fi/](https://jyu.finna.fi/), Elsevier Science Direct.

Dessery, Y., Belzile, É., Turmel, S & Corbeil, P. 2017. Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis.

Prosthetics and orthotics international, 41, 4, 356-363. Viitattu 19.10.2020. [JYKDOK https://jyu.finna.fi/](https://jyu.finna.fi/), Elsevier Science Direct.

Dixon, P., Gomes, S., Preuss, R. & Robbins, S. 2018. Muscular Co-Contraction Is Related to Varus Thrust in Patients With Knee Osteoarthritis. Clinical Biomechanics, 60, 164-169. Viitattu 19.10.2020. [JYKDOK https://jyu.finna.fi/](https://jyu.finna.fi/), Elsevier Science Direct.

Duffell, L., Hope, N. & McGregor, A. 2014. Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a cluster-based model and Vicon's plug-in gait. Journal of Engineering in Medicine, 228, 2, 206–210. Viitattu 8.11.2020. [PDF researchgate.net](https://www.researchgate.net).

Duffell, L., Jordan, S., Cobb, J & McGregor, A. 2017. Gait adaptations with aging in healthy participants and people with knee-joint osteoarthritis. Gait & Posture, 57, Pages 246-251. Viitattu 19.10.2020. https://discovery.ucl.ac.uk/id/eprint/1566674/1/Duffell_G&P_R2_accepted.pdf, Google Scholar.

Felson, D., Lewis, C., Nevitt, M., Nguyen, S., Niu, J., White, D., Rasmussen, M. & Segal, N. 2014. The impact of knee instability with and without buckling on balance confidence, fear of falling and physical function: the Multicenter Osteoarthritis Study. Osteoarthritis and Cartilage, 22, 4, 527-534. Viitattu 4.6.2020. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1063458414000326#bib2>.

Ferrari, A., Benedetti, M., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P. & Leardini, A. 2008. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait & Posture 28, 207–216. Viitattu 27.10.2020. https://me.queensu.ca/People/Deluzio/JAM/files/2008_Ferrari.pdf.

Fitzgerald, G., Irrgang, J. & Piva, S. 2004. Reports of joint instability in knee osteoarthritis: Its prevalence and relationship to physical function. Arthritis Care & Research, 51, 6, 941-946. Viitattu 4.6.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/art.20825>.

Fysioterapiasuositukset. 2020. Suomen fysioterapeutit. Polven ja lonkan nivelrikon fysioterapiasuositus. Viitattu 10.3.2020. <https://www.suomenfysioterapeutit.fi/fysioterapia/ammatin-kehittaminen/fysioterapiasuositukset/>.

Hall, M., Bennell, K., Wrigley, T., Metcalf, B., Campbell, P., Kasza, J., Paterson, K., Hunter, D. & Hinman, R. 2017. The knee adduction moment and knee osteoarthritis symptoms: relationships according to radiographic disease severity. Osteoarthritis and Cartilage, 25, 1, 34-41. Viitattu 19.10.2020. <https://janet.finna.fi>, Cinahl Plus Full text.

- Hart, H., Crossley, K. & Hunt, M. 2018. Gait patterns, symptoms, and function in patients with isolated tibiofemoral osteoarthritis and combined tibiofemoral and patellofemoral osteoarthritis. *Journal of orthopaedic research*, 36, 6, 1666-1672. Viitattu 19.10.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jor.23805>.
- Heliövaara, M., Slätis, P. & Paavolainen, P. 2008. Nivelrikon esiintyvyys ja kustannukset. *Duodecim*, 124, 1869-74. Viitattu 23.3.2020. <https://www.ebm-guidelines.com/xmedia/duo/duo97449.pdf>.
- Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2014. Tutki ja kirjoita. 19. p. Helsinki: Tammi.
- Hunt, M. & Bennell K. Predicting dynamic knee joint load with clinical measures in people 5 with medial knee osteoarthritis. 2011. *The Knee*, 18, 4, 231-4. Viitattu 9.11.2020. <https://janet.finna.fi>, ProQuest.
- Hunt, M., Birmingham, T., Giffina, R. & Jenkyn, T. 2006. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 39, 12, 2213–2220. Viitattu 30.7.2020. <https://janet.finna.fi>, ProQuest.
- Jafarnejhadgero, A., Oliveira, A., Mousavi, S. & Madadi-Shad, M. 2018. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait & Posture*, 59, 104-110. Viitattu 19.10.2020. <https://janet.finna.fi>, Google Scholar.
- Kaakkola, S. 2018. Poikkeava kävely. *Duodecim*, 134, 1017–25. Viitattu 27.3.2020. <https://helda.helsinki.fi/bitstream/handle/10138/304122/duo14347.pdf?sequence=1>.
- Kaila-Kangas, L. 2007. MUSCULOSKELETAL DISORDERS AND DISEASES IN FINLAND. Results of the Health 2000 Survey. National Public Health Institute. Helsinki. Viitattu 10.3.2020. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/78197/2007b25.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- Kangasniemi, M., Utriainen, K., Ahonen, S. M., Pietilä, A. M. ja Jääskeläinen, P. 2013. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus: eteneminen tutkimuskysymyksestä jäsennettyyn tietoon/Narrative literature review: from a research question to structured knowledge. *Hoitotiede*, 25, 4, 291-301. Viitattu 5.5.2020. <https://janet.finna.fi>, ProQuest Central.
- Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. Helsinki: Sanoma Pro.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. 2. p. Tampere: Liikuntatieteellinen Seura.
- Khan, S. J., Khan S.S., Usman, J., Mokhtar, A. & Osman, N. 2019. Combined effects of knee brace, laterally wedged insoles, and toe-out gait on knee adduction moment and fall risk in moderate medial knee osteoarthritis patients. *Prosthetics & Orthotics International*, 43, 2, 148-157. Viitattu 19.10.2020. [JYKDOK https://jyu.finna.fi/](https://jyu.finna.fi/), Elsevier Science Direct

Kirtley, C. 2006. Clinical gait analysis, theory and practice. Elsevier.

Kohn, M., Sassoon, A. & Fernando, N. 2016. Classification in brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and related research*, 474, 8, 1886–1893. Viitattu 10.11.2020. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4925407/>.

Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Kiriya, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y. & Suda, Y. 2012. A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis. *The Knee*, 19, 2, 130-134. Viitattu 5.9.2020. <https://janet.finna.fi>, ProQuest.

Leinonen, R. 2018. Sisällönanalyysi. Spoken palveluyhtiö. Viitattu 30.4.2020. <https://spoken.fi/sisallönanalyysi/>.

Levinger, P., Menz, H., Morrow, A., Bartlett, J., Feller, J. & Bergman, N. 2013. Relationship between foot function and medial knee joint loading in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6, 33. Viitattu 20.10.2020. <https://www.researchgate.net>.

Lo, G., Harvey, W. and McAlindon, T. 2012. Associations of Varus Thrust and Alignment With Pain in Knee Osteoarthritis. *ARTHRITIS & RHEUMATISM*, 64, 7, 2252–2259. Viitattu 29.7.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/art.34422>.

Magee, D. 2014. Orthopedic Physical Assessment. 2. p. Kanada: Elsevier.

Perry, J. & Burnfield, J. 2010. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 2. p. USA: SLACK Incorporated.

Pohjalainen, T. 2018. Polven nivelrikko. Lääkärilehti Duodecim. Julkaistu 15.8.2018. Viitattu 15.5.2020. https://www.terveysportti.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk01081&p_hakusana=polven%20nivelrikko.

Polvi- ja lonkkanivelrikko. 2018. Käypä hoito -suositus. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Ortopedi yhdistys ry:n asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Viitattu 19.10.2020. <https://www.kaypahoito.fi>.

Radzimski, A., Mündermann, A. ja Sole, G. 2011. Effect of footwear on the external knee adduction moment — A systematic review. *The Knee*, 19, 3, 163-175. Viitattu 14.10.2020. <https://janet.finna.fi>, ProQuest Central.

Robbins, S., Morelli, M., Martineau, P., St-Onge, N., Boily, M., Dimentberg, R. & Antoniou, J. 2019. A comparison of muscle activation and knee mechanics during gait between patients with non-traumatic and post-traumatic knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 27, 7, 1033-1042. Viitattu 19.10.2020. <https://janet.finna.fi>, Cinahl Plus Full text.

- Salminen, A. 2011. Mikä kirjallisuuskatsaus? Johdatus kirjallisuuskatsauksen tyyppeihin ja hallintotieteellisiin sovelluksiin. Vaasan yliopiston julkaisu. Viitattu 20.4.2020. https://www.univaasa.fi/materiaali/pdf/isbn_978-952-476-349-3.pdf.
- Sawada, T., Tanimoto, K., Tokuda, K., Iwamoto, Y., Ogata, Y., Anan, M., Takahashi, M., Kito, N. & Shinkoda, K. 2017. Rear foot kinematics when wearing lateral wedge insoles and foot alignment influence the effect of knee adduction moment for medial knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 57, 177-181. Viitattu 19.10.2020. [JYKDOK https://jyu.finna.fi/](https://jyu.finna.fi/), Elsevier Science Direct.
- Schipplein, O. ja Andriacchi, T. 1991. Interaction Between Active and Passive Knee Stabilizers During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 9, 113-119. Viitattu 30.7.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jor.1100090114>.
- Selistre, L., Mattiello, S., Nakagawa, T., Gonçalves, G., Petrella, M. & Jones, R. 2017. The relationship between external knee moments and muscle co-activation in subjects with medial knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 64-72. Viitattu 19.10.2020. <https://janet.finna.fi/>, Google Scholar.
- Simoneau, G. 2002. Kinesiology of walking. Julkaisussa *Kinesiology of the musculoskeletal system*, Foundation for Physical Rehabilitation. Toim. Neuman, D. USA: Mosby.
- Sinclair, J., Hebron, J. ja Taylor, P. 2015. The Test-retest Reliability of Knee Joint Center Location Techniques. *Journal of Applied Biomechanics*, 31, 2, 117–121. Viitattu 26.10.2020. https://www.researchgate.net/profile/Jonathan_Sinclair2/publication/264897840_The_Test-retest_Reliability_of_Knee_Joint_Center_Location_Techniques/links/54f0a8990cf24eb8794147fb.pdf.
- Tarnanen, K., Arokoski, J., Malmivaara, A. ja Mattila, V. 2018. Nivelrikko polvissa ja lonkissa (artroosi). Käypä hoito suositus. Käyvän hoidon potilasversiot. Duodecim. Viitattu. 1.4.2020. <https://www.kaypahoito.fi/khp00064>.
- Tuomi, J. ja Sarajärvi, A. 2018. Laadullinen tutkimus ja sisällön analyysi. Kustannusosakeyhtiö Tammi.
- Tutkimusten arviointikriteeristö. Nd. Hotus, Hoitotyön tutkimussäätiö. Viitattu 15.5.2020. <https://www.hotus.fi/jbin-kriittisen-arvioinnin-tarkistuslistat/>.
- Vuori, I., Taimela, S. ja Kujala, U. 2013. Liikuntalääketiede. 3.-6. painos. Kustannus Oy Duodecim.
- Wink, A., Gross, K., Brown, C., Guermazi, A., Roermer, F., Niu, J., Torner, J., Lewis, C., Nevitt, M., Tolstykh, I., Sharma, L. & Felson, D. 2017. Varus thrust during walking and the risk of incident and worsening medial tibiofemoral MRI lesions: the Multicenter Osteoarthritis Study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25, 6, 839-845. Viitattu 19.10.2020. <https://janet.finna.fi/>, Cinahl Plus Full text.
- Wink, A., Gross, K., Brown, C., Lewis, C., Torner, J., Nevitt, M., Tolstykh, I., Sharma, L. & Felson, D. 2019. Association of Varus Knee Thrust During Walking With Worsening

Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index Knee Pain: A Prospective Cohort Study. *Arthritis care & research*, 71, 10, 1353-1359. Viitattu 19.10.2020. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acr.23766>.

Welling, M. 2017. Väitös: Perimä ja biomekaniikka ovat tärkeitä nivelrikon taustatekijöitä. Oulun yliopisto. Julkaistu: 13.7.2017. STT info. Viitattu 18.5.2020. <https://www.sttinfo.fi/tiedote/vaitos-perima-ja-biomekaniikka-ovat-tarkeita-nivelrikon-taustatekijoita?publisherId=57858920&releaseld=59110287>.

Ylinen, J. 2020. Viesti polvilähetteistä. Sähköpostiviesti 19.10.2020. Vastaanottaja Ansa Huvinen. Tarkennus Keski-Suomen sairaalalle tulevista polvilähetteistä.

Zago, M., Luzzago, M., Marangoni, T., De Cecco, M., Tarabini, M. & Galli, M. 2020. 3D Tracking of Human Motion Using Visual Skeletonization and Stereoscopic Vision. in *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. Viitattu 10.11.2020. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00181>.