

**KOVATEHOISEN, ISKUTYYPPISEN HARJOITTELUN VAIKUTUKSET
REISILUUN KAULAN LUJUUTEEN LIEVÄÄ POLVEN NIVELRIKKOA
SAIRASTAVILLA POSTMENOPAUSAALI-ikäisillä naisilla
Satunnaistettu kontrolloitu tutkimus**

Eija Janhunen
Fysioterapian Pro-Gradu tutkielma
Jyväskylän Yliopisto
Terveystieteiden laitos
Kevät 2013

TIIVISTELMÄ

Kovatehoisen, iskutyypin harjoittelun vaikutukset reisiluun kaulan lujuteen lievää polven nivelrikkoa sairastavilla postmenopausaali-ikäisillä naisilla. Satunnaistettu kontrolloitu tutkimus.

Janhunen, Eija

Fysioterapian Pro Gradu- tutkielma

Jyväskylän yliopisto, Liikuntatieteellinen tiedekunta, Terveystieteiden laitos
2013

Sivuja 79

Ohjaajat: Prof. Ari Heinonen ja THM Juhani Multanen, Jyväskylän Yliopisto, Terveystieteiden laitos

Tämän satunnaistetun kontrolloidun tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia 12 kuukautta kestäneen iskutyypin harjoittelun vaikutuksia reisiluun kaulan lujuteen lievää polven nivelrikkoa sairastavilla postmenopausaali-ikäisillä naisilla.

Kahdeksankymmentä (80) naista, ikä keskimäärin 57.7 vuotta (SD 4.1), polven osteoartrioosi (OA) luokitus Kellgren-Lawrence (K/L) 1-2 satunnaistettiin valvottuun, kovatehoiseen harjoitteluryhmään (40 harjoitteluryhmään ja 40 kontrolliryhmään). Reisiluun kaula skannattiin DXA- laitteella alkutilanteessa ja 12 kuukauden intervention jälkeen 36 harjoitteluun osallistuneelta ja 40 kontrollihenkilöltä. Luun taivutusvastus (Z), luun poikkipinta-ala (CSA) ja luukalvon alainen reisiluun kaulan luun leveys (W) analysoitiin sekä affektoituneelta että ei-affektoituneelta puolelta. Dynaaminen tasapaino mitattiin kahdeksikkojuokstutestillä, staattinen tasapaino tasapainolevyllä, maksimaalinen isometrinen polvenojennusvoima dynamometrillä sekä verenkiertoelimistön kunto (VO_{2max}) arvioitiin vakioidulla 2 km:n kävelytestillä. Itsearvioitu polvikipu, jäykkyys ja fyysinen toimintakyky määritettiin Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index:illä (WOMAC).

Intervention vaikutusta arvioitiin vertaamalla lopputilanteessa ryhmiä toisiinsa ANCOVA:n avulla, lähtötilanne kovariaattina. Alkutilanteella adjustoiduissa arvoissa affektoituneella puolella ryhmien välillä oli tilastollisesti merkitsevä 4.2 % ero Z:ssä harjoitteluryhmän eduksi ($p=0.018$), CSA 1.1 % ($p=0.074$) ja W 1.2 % ($p=0.471$) eivät eronneet merkitsevästi ryhmien välillä. Toissijaisten muuttujien osalta harjoitteluryhmä paransi 2,9 % ($p=0.002$) dynaamista tasapainoa, arvioitua sydän- ja verenkiertoelimistön kuntoa (VO_{2max}) 5.1 % ($p=0.023$) enemmän kuin kontrolliryhmä. Staattisessa tasapainossa, polvenojennusvoimassa ja WOMAC pisteissä (polvikipu, jäykkyys ja toimintakyky) ei havaittu eroja.

Tämän tutkimuksen tulokset osoittavat, että kovatehoinen harjoittelu voi lisätä reisiluun kaulan vahvuutta parantamalla luun rakenteellisia ominaisuuksia nivelrikosta kärsivillä, postmenopausaalisilla naisilla. Harjoittelu ei kuitenkaan lisännyt polven OA:n oireita.

Asiasanat: luun rakenne, reisiluun kaula, iskutyypin harjoittelu, luun vahvistaminen, osteoporoosi

ABSTRACT

Effects of high-impact training on femoral neck structure in postmenopausal-aged women with mild knee osteoarthritis: a 12-month randomized controlled exercise intervention. Randomized controlled study.

Eija Janhunen

Physiotherapy Master's Thesis

University of Jyväskylä, Faculty of Sports Sciences

Department of Health Sciences

2013

79 pages

Supervisors: Professor Ari Heinonen, M.Sc. Juhani Multanen, University of Jyväskylä, Department of Health Sciences

This study investigated the training effects of a 12-month exercise intervention on femoral neck bone strength in postmenopausal-aged women with mild knee osteoarthritis (OA).

80 women, mean age 58 (SD 4.1) with Kellgren-Lawrence (K/L) grading of knee OA 1 and 2, were randomly assigned into a supervised progressive high-impact exercise (40 trainees and 40 controls). At baseline and 12 months, dual-emission X-ray absorptiometry (DXA) data on 36 trainees and 40 control participants were available for hip structural analysis. The section modulus (Z), cross-sectional area (CSA), and subperiosteal width (W) at the femoral neck were analyzed from both affected and no-affected knee side. Dynamic balance was measured with figure-of-eight running test, static balance with balance board, maximal isometric knee extension force and cardiorespiratory fitness (VO_{2-max}) were assessed by dynamometer and standardized 2-km walking test. Subscores for self-perceived knee pain, stiffness, and self-rated physical functioning were assessed with the Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC). Effects of the intervention were assessed at the end by comparing groups with ANCOVA using baseline as covariate.

The baseline adjusted between-group differences on the affected side were observed after the 12-month intervention in favour of trainees in Z 4.2% ($p = 0.018$). There were no significant difference in CSA 1.1%, ($p = 0.074$) and in Width 1.2 ($p=0.471$) between the groups. In the secondary outcomes the exercise group improved 2.9 % ($p=0.002$) more dynamic balance, 5.1 % estimated VO_{2-max} ($p=0.023$) more than the control group. There were no differences between-groups in static balance, isometric knee extension force and WOMAC subscores (pain, stiffness and functional ability).

The results of this study indicated that high-impact exercise can increase the femoral neck strength by improving the structural properties of bone in postmenopausal women. However, symptoms did not increase in OA knee.

Keywords: bone structure, femoral neck, high-impact exercise, bone strengthening, osteoporosis

SISÄLLYS

JOHDANTO.....	1
1. LUUN RAKENNE JA KOOSTUMUS	3
1.1 Luukudostyytit	3
1.2 Reisiluu	5
2. LUUKUDOKSEN BIOMEKAANISET OMINAISUUDET	8
2.1 Luukudoksen materiaaliset ominaisuudet	8
2.2 Luukudoksen biomekaaniset ominaisuudet.....	10
2.3 Luun lujuuteen vaikuttavat tekijät	12
2.4 Luun fysiologinen vaste kuormitukseen.....	14
2.5 Mekanotransduktio	15
3. LIIKUNNAN VAIKUTUS LUUSTOON	17
4. LUUSTOA HAURASTUTTAVAT SAIRAUDET JA OSTEOPOROOSI	20
4.1 Osteoporoosi	20
4.2 Epidemiologia	21
4.3 Etiologia	22
4.4 Osteoporoosi Suomessa	24
4.5 Polviartroosi ja sen yhteys osteoporoosiin.....	26
5. LUUSTON KUVANTAMISMENETELMÄT	28
5.1 Dual Energy X-Ray Absorbtiometry, DXA	28
5.2 DXA:n toimintaperiaate.....	29
5.3 DXA- tekniikan edut ja rajoitukset.....	31
5.4. DXA-perusteinen lonkan rakenneanalyysi.....	31
6. YHTEENVETO	35
7. TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	36
8. TUTKIMUSMENETELMÄT.....	37
8.1 Tutkimusasetelma	37
8.2 Tutkittavat	37
8.3 Harjoitusohjelma	40
8.4 Ensisijaiset muuttujat	41
8.5 Toissijaiset muuttujat	42
8.5.1 Kahdeksikkojuoksu	42
8.5.2 Tasapaino.....	43
8.5.3 2 km:n kävelytesti.....	44

8.5.4 Isometrinen maksimaalinen polvenojennusvoima	45
8.5.5 WOMAC.....	46
9. TILASTOLLISET MENETELMÄT	47
10. TULOKSET	48
11. POHDINTA.....	52
12. JOHTOPÄÄTÖKSET	57
LÄHTEET:.....	58

LYHENTEET

aBMD	Areal bone mineral density, g/cm ² (alueellinen luun mineraalitiheys)
AHA	Advanced Hip Analysis (edistynyt lonkka-analyysi)
BMC	Bone Mineral Content, g, mg (luun mineraalimäärä)
BMD	Bone Mineral Density (luun mineraalitiheys)
CI	Confidence Interval (luottamusväli)
CSA	Cross-Sectional Area of bone, mm ² (luun halkaisijan poikkipinta-ala)
CSMI	Cross-Sectional Moment of Inertia, mm ⁴ (luun poikkileikkauksen neliömomentti/pisin etäisyys akselista)
DXA	Dual Energy X-ray Absorbtiometry
FN	Femoral neck (reisiluun kaula)
FSI	Femoral Strength Index
HAL	Hip Axis Length
HSA	Hip Structural Analysis (lonkan rakenne-analyysi)
ISCD	International Society for Clinical Densitometry
K/L	Kellgren/Lawrence- luokitus polven nivelrikkoon
RCT	Randomized Controlled Trial (satunnaistettu kontrolloitu tutkimus)
ROI	Region of Interest
SD	Standard Deviation (keskihajonta)
SPW	Subperiosteal Width (luukalvon alainen luun leveys)
Z	Section modulus, an index of bending resistance, mm ³ (taivutusvastus)
WHO	Maailman Terveysjärjestö (World Health Organisation)

JOHDANTO

Luuston haurastumisen patogeneesi on vaikeasti selvitettävä asia. Luuston tiheysmittauksilla voidaan selvittää luun murtumisen riskiä väestötasolla, mutta mittaukset kertovat vain vähän luun lujuutta määrittävistä tekijöistä, koostumuksesta ja rakenteesta. Luun täytyy olla yhtä aikaa kevyt, joustava ja luja. Luun tulee olla tarpeeksi luja, kestääkseen siihen kohdistuvaa painetta ja samanaikaisesti olla tarpeeksi joustava kuormituksen aikana. Hauras tai kimmoisa luu ei pysty säätelemään siihen kohdistunutta rasitusta, se viimein murtuu (Seeman & Delmas 2006, Seeman 2008).

Luuston massa alkaa vähentyä progressiivisesti noin 35- vuotiaana (Frost 1997, Mundy ym. 2003). Luumassan alenemisen lisäksi ikääntymiseen liittyy luun lujuuden heikkenemistä. Osteoporoosi ilmiönä liittyy osittain normaaliin ikääntymiseen ja sen taustalla on useita tekijöitä, joista yleisimmät ovat hormonaaliset muutokset ja fyysisen toimintakyvyn, kuten lihasvoiman ja tasapainon heikkeneminen (Nikander ym. 2006, 7, Heinonen ym. 2012).

Liikunnalla on runsaasti positiivisia luustovaikutuksia. Lisäksi liikunta on edullinen ja helposti toteutettavissa oleva keino vahvistaa luustoa. Luuston tiedetään mukautuvan kuormitukseen ja luuston vahvistumisen kannalta ulkoinen mekaaninen kuormitus on rakenteellisille ominaisuuksille ensiarvoisen tärkeää (Heinonen ym. 2012). Luuston hyvinvoinnin kannalta kuormituksen tulisi olla säännöllistä, pitkäkestoista, monipuolista ja vaihtelevaa sekä progressiivista (Barry & Kohrt 2008, Kannus 2011b, 299).

Aikaisemmissa tutkimuksissa säännöllisen harjoittelun on todettu lisäävän kuormitetun luun mineraalitiheyttä 1 – 3 % pre- ja postmenopausaalisilla naisilla. Luun mineraalitiheys on kuitenkin vain yksi luun vahvuutta määrittävä suure, kun taas muut kuormitukseen vastaavat luukudoksen ominaisuudet, kuten luun massan jakautuminen, voi vaikuttaa koko luun vahvuuteen ratkaisevasti (Heinonen ym. 2012).

Erilaiset harjoitukset kuormittavat luustoa eri tavoin. Voimaharjoittelun tiedetään aiheuttavan luulle suurta mekaanista rasitusta puristuksen ja väännön muodossa. Aerobic, mailapelit ja saliharjoittelu aiheuttavat iskukuormitusta ja juoksu ja kävely puolestaan toistokuormitusta (Nikander 2009, 57, Nikander ym. 2009, Kohrt ym. 2004). Luuston vahvistumisen kannalta tärkeintä on liikunnan antamat yksittäiset, uudenlaiset huippukuormitukset ja kuormituksen tulisi olla luustolle epätyypillistä. Parhaiten luuston lujuuteen vaikuttavat erilaiset väännöt, iskut, tärähdykset, ja nopeat kierrot (Kannus 2011b, 299–300).

Aikuisiässä luuliikunnalla pyritään säilyttämään saavutettu luun huippumassa. Luumassan lisääminen vaatii kosolti voimakasta ja monipuolisesti kuormittavaa liikuntaa. Neljästäkymmenestä ikävuodesta eteenpäin liikunnalla voidaan hidastaa luun massan vähenemistä ja pyrkiä näin säilyttämään jo hankittu luun massa. Ikääntyessä tavoitteena on luukadon hidastaminen ja kaatumisten ehkäisy. Iäkkäämmillä henkilöillä melko kevytkin, joskin vaihteleva ja monipuolinen liikunta vaikuttaa ylläpitävästi jo heikentyneeseen luustoon (Kohrt ym. 2004, Uusi-Rasi ym. 2005, Pikkarainen, 2008, 16–18, Nikander 2009, 43).

Liikunnasta näyttäisi olevan hyötyä luun terveydelle aikuisiässä. Luun lujouden tiedetään olevan materiaalistien ja rakenteellisten ominaisuuksien yhdistelmä. Aikaisemmat tutkimukset osoittavat, että intensiivisellä liikunnalla olisi vaikutusta reisiluun kaulan alueen lujuuteen, sen materiaalisiin ja geometrisiin ominaisuuksiin kaikilla ikäryhmillä (Petit ym. 2002, MacKelvie ym. 2004, Karinkanta ym. 2007, Macdonald ym. 2008, Weeks ym. 2008, Bailey ym. 2010, Heinonen ym. 2012). Tämän RCT-tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää 12 kk kestäneen harjoitusintervention vaikutuksia reisiluun kaulan rakenteellisiin ominaisuuksiin postmenopausaalisilla naisilla, joilla on lievä polven osteoartrroosi.

1. LUUN RAKENNE JA KOOSTUMUS

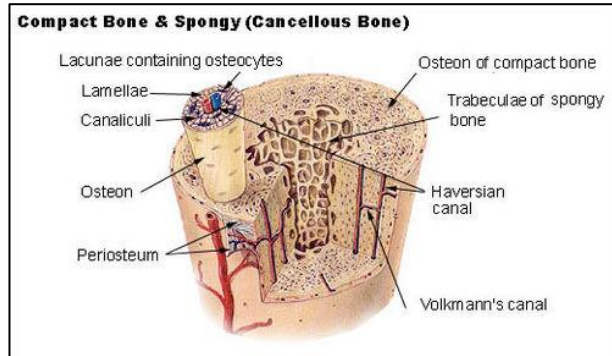
Luukudoksella on elimistössämme kolme keskeistä tehtävää: se on kehomme tukiranka, sillä on merkittävä osuus elimistön mineraaliaineenvaihdunnassa sekä se mahdollistaa maksimaalisen mekaanisen kehon liikkeen. Luukudos toimii elimistön kalsiumin ja fosfaatin varastona ja osallistuu näiden aineenvaihdunnan säätelyyn. Luun epäorgaaninen osa koostuu suurimmaksi osaksi epäorgaanisista (70 %) mineraaleista, epäorgaanisista kalsiumsuoloista, joista yleisin on kalsiumhydroksidiapatiitti ja jota esiintyy kollageenisäikeiden seassa kiteinä. Luukudoksen orgaaninen osa (20–25 %) koostuu suurimmaksi osaksi tyypin I kollageenista (98 %) luusoluista sekä luun väliaineen proteiineista (Khan 2001, 3).

Luukudoksen orgaaninen soluväliaine määrittää luun rakenteen, sekä mekaaniset ja biokemialliset ominaisuudet. Orgaanisesta aineesta noin 2 % on erikoistuneita luusoluja. Osteoblastit tuottavat luun sidekudospohjan, johon suolat kiteytyvät. Niitä kutsutaan varhaisluuvaiheessa osteodeiksi ja ne kalkkiutuvat noin kymmenessä päivässä. Soluväliaineen sisällä on kypsiä luusoluja, osteosyyttejä, jotka ovat syntyneet soluväliaineen sisään jääneistä osteoblasteista. Osteosyytit välittävät kuormituksessa syntyviä mekaanisia signaaleja. Jättikokoiset, monitumaiset osteoklastit ovat vastuussa luun resorptiosta ja niitä pidetään myös luunsyöjäsoluina. Lisäksi luukudos sisältää vettä 5 % (Khan ym. 2001, 3-8, Nikander 2009,18).

1.1 Luukudostyyppit

Luu voidaan jaotella kudostasolla kahteen eri tyyppiin: hohkaluu (trabecular bone, spongy bone) ja kuoriluu (cortical bone, compact bone) (Kuva 1). Hohkaluu muodostuu mineralisoituneesta kudoksesta, jota on 10 – 35 % tilavuudesta kun taas kuoriluussa mineraalipitoisuus on yli 90 % tilavuudesta. Hohkaluu ja kuoriluu eroavat myös rakenteeltaan ja

toiminnaltaan, solut ja soluväliaine niissä ovat samat (Khan ym. 2001, 3-8, Baron 2003, Petit ym. 2005.)



Kuva 1. Luun rakenne (Wikipedia)

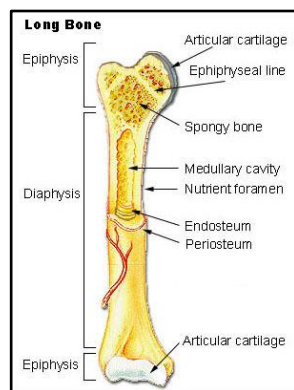
Kuoriluu on rakentunut toisiinsa linkittyneistä, ohuista lieriömäisistä alueista, osteoneista, joissa luusolut ovat järjestäytyneet säännöllisesti vierekkäin verisuonikanavien ympärille. Osteoneissa kollageenisyyt ovat järjestäytyneet sekä tiiviiseen että löysään muodostelmaan, suuntautuen eri suuntiin, lisäten näin murtumaresistenssiä (Petit ym. 2005, Seeman & Delmas 2006). Kuoriluu on tiivistä, kalsiumpitoista luuta ja vastaa pääosin luun mekaanisista sekä suojaavista ominaisuuksista. Pitkien luiden varret ja kaikkien luiden pintaosat ovat kortikaalista luuta. Kuoriluulla on kaksi erityyppistä pintaa: luuydintä vasten oleva sisäpinta eli endosteum sekä pehmytkudosta vasten oleva ulkopinta eli periosteum. Endosteumia reunustavien pintasolujen aineenvaihdunta on aktiivista ja ne osallistuvat myös luun muodostukseen ja hajotukseen (Khan ym. 2001, 18–24, Baron 2003.) Kuoriluussa luun mineraalitiheys, Bone Mineral Density (BMD), määritellään luun huokoisuuden eli osteonikanavien lukumäärän ja keskimääräisen lukumäärän perusteella sekä mineralisaation määrällä (Petit ym. 2005).

Pitkien luiden päät, pienten luiden sisäosat ja nikamat ovat pääosin hohkaluuta eli trabekulaarista luuta (spongy bone). Hohkaluu on rakentunut pinnan suuntaisista kollageenilamelleista, se on kennomaista ja

rakenteeltaan kuin pesusieni. Hohkaluun osuus luustosta on noin 15 % ja sitä on eniten selkärangan alueella. Hohkaluu on aineenvaihdunnaltaan aktiivisempaa kuin kuoriluu ja se osallistuu elimistön mineraalitasapainon säätelyyn (Khan ym. 2001, 18–24, Mundy 2003, Väänänen & Kannisto 2003, 201 Nikander 2009, 19). Hohkaluun BMD määritellään histologisesti mikroarkkitehtuurin perusteella. Lamellien järjestäytyminen, paksuus, väliin jäävä tila sekä niiden yhdistyminen toisiinsa vaikuttaa hohkaluun lujuuteen, kuten myös siinä tapahtuvaan mineralisaatioon (Petit ym. 2005).

1.2 Reisiluu

Reisiluu (femur) on luuston pisin ja painavin luu (Kuva 2). Reisiluun kaula ulottuu inferolateraalaisesti reisiluun varteen muodostaen noin 125 asteen kulman reisiluun varren kanssa. Kulman suuruus vaihtelee iän, lantion leveyden, alaraajojen pituuden ja sukupuolen mukaan (Yoshioka ym. 1987).



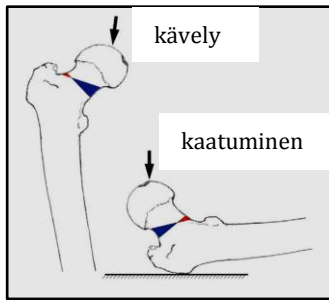
Kuva 2. Reisiluun rakenne (vapaasti saatavilla internetistä)

Reisiluun keskiosa eli diafyysi on muodostunut pääasiallisesti kuoriluusta, kun taas reisiluun yläosa eli epifyysi sekä reisiluun alaosa eli metafyysi ovat pääosin täyttyneet hohkaluulla ja niiden ympärillä on tasapaksuinen, ohut kerros kuoriluuta (Ross ym. 1995, Einhorn 1992). Kasvuvaiheessa reisiluu pitenee kasvamalla kerroksittain rustonsisäisesti ja levenemällä luukalvon alaisen kerrostumisen myötä samalla kun luun sisäinen resorptio kovertaa

luuydinkanavaa (Seeman 2008). Reisiluu toimii pitkien luiden tapaan elimistössä vipuna, jakaen kuormituksen liikkeen aikana. Reisiluu on rakenteeltaan jäykkä ja kevyt johtuen ontosta sisuksesta (Seeman & Delmas 2006).

Proksimaalinen reisiluu on muotonsa vuoksi vahva: se ei ole täysin symmetrinen eikä ontto. Reisiluun kaulan varsi on muodoltaan elliptinen, halkaisijaltaan suurin superioris-inferiorisesti sekä sen suurin kortikaalinen luun tiheys sijaitsee luussa inferiorisesti. Tämä muoto ja rakenne minimoivat luun taipumisen. (Seeman & Delmas 2006). Proksimaalisesti siirryttäessä reisiluun kaula muuttuu pyöreämmäksi, luun massasta suurin osa on hohkaluuta ja kuoriluun paksuus on samansuuruinen luun ympärillä. Huolimatta siitä, että luun poikkipinta-ala, Cross Sectional Area (CSA) reisiluun kaulan varressa on suurempi kuin lähempänä reisiluun päätä, luun kokonaismäärä ei juuri eroa näissä kohdissa (Seeman 2008, Poole ym. 2010).

Ikääntymisen myötä luun kuorikerros ohenee, luukalvon alainen leveys lisääntyy ja sisäinen hohkaluu vähenee aiheuttaen rakenteellista instabiliteettia (Beck 2003, Seeman & Delmas 2006). Luumassan vähenemistä ja kuoriluun ohenemista esiintyy erityisesti reisiluun kaulan ylä- ja etuseinämässä iän ja alentuneen fyysisen aktiivisuuden seurauksena. Kävelyn aikana tälle alueelle kohdistuu pieni mekaaninen rasitus, kun taas lonkan päälle kaaduttaessa sivulta tuleva maksimaalinen kuormitus kohdistuu ison sarvennoisen (trochanter major) kautta reisiluun kaulan yläosaan ja altistaa alueen murtumille (Kuva 3). (Yoshikawa ym. 1994, Nikander 2009, 16).

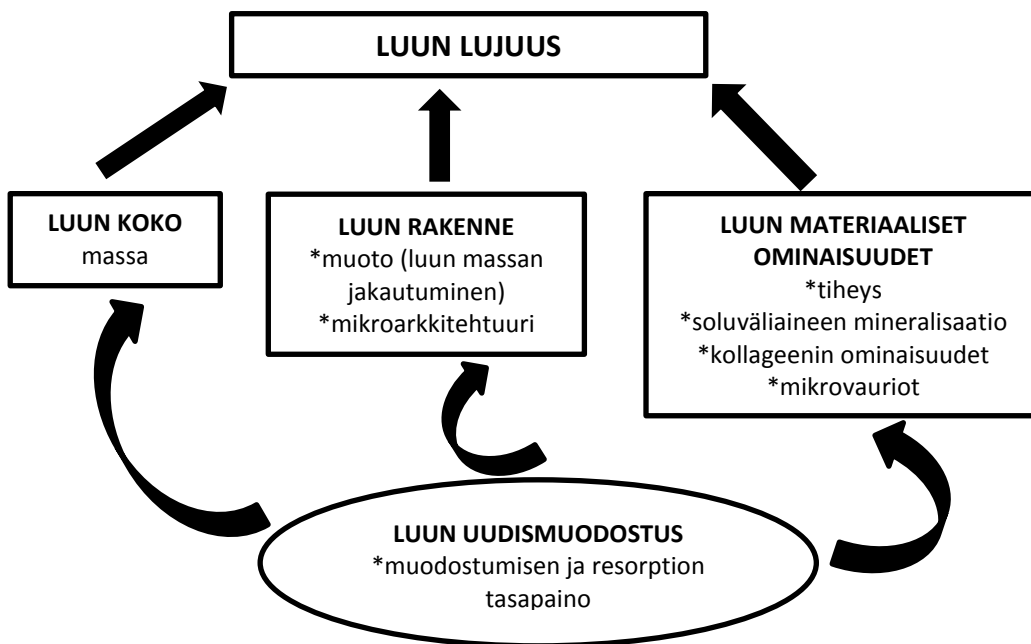


Kuva 3. Reisiluun kaulan mekaaninen stressi. Kävelyn aikana mekaaninen stressi aiheuttaa kompression reisiluun kaulan alapinnalle (sininen alue) ja vähäisemmän kuormituksen reisiluun kaulan yläpinnalle (punainen alue). Kaaduttaessa voimasuhteet kääntyvät toisin päin ja suurin kompressio kohdistuu reisiluun kaulan yläosaan (Mukaeltu Turner, 2005).

Luumassan väheneminen reisiluun kaulan alueelta altistaa luun myös taipumiselle, joka on yleistä ohuille luille. Ohuet luut voivat antaa periksi sivusuuntaisesti ja kuormituksen ylittäessä kriittisen rajan, luu murtuu. Tämä rakenteen kestoja suurempi kuormitus on yleinen mekaaninen syy osteoporoottisille murtumille. Reisiluun kaula ohenee ikääntymisen myötä yläosastaan, kun taas alaosa paksuuntuu läpimitaltaan normaalissa kävelykuormituksessa (Bell ym. 1999, Mayhew, ym. 2005).

2. LUUKUDOKSEN BIOMEKAANISET OMINAISUUDET

Luun lujuus riippuu luukudoksen mekaanisista ja rakenteellisista ominaisuuksista (Kaaviokuva 1). Mekaaniset ominaisuudet ovat materiaalisia ominaisuuksia, jotka määrittyvät kudostasolla ja ovat riippuvaisia luun rakenteesta ja geometriasta. Luun rakenteelliset ominaisuudet puolestaan määrittyvät anatomisen yksikön perusteella (Einhorn 1992). Luun massan jakautuminen luun poikkileikkauksessa vaikuttaa koko luun lujuuteen. Vaikka vahvemmissa luissa on yleensä enemmän massaa, joissakin tapauksissa arkkitehtuurinen rakenne voi vaikuttaa luun vahvuuteen enemmän kuin luun massan jakautuminen (Frost 1997a).



Kaaviokuva 1. Luun lujuutta määrittävät tekijät (mukaeltu Marcus & Bouxein 2010).

2.1 Luukudoksen materiaaliset ominaisuudet

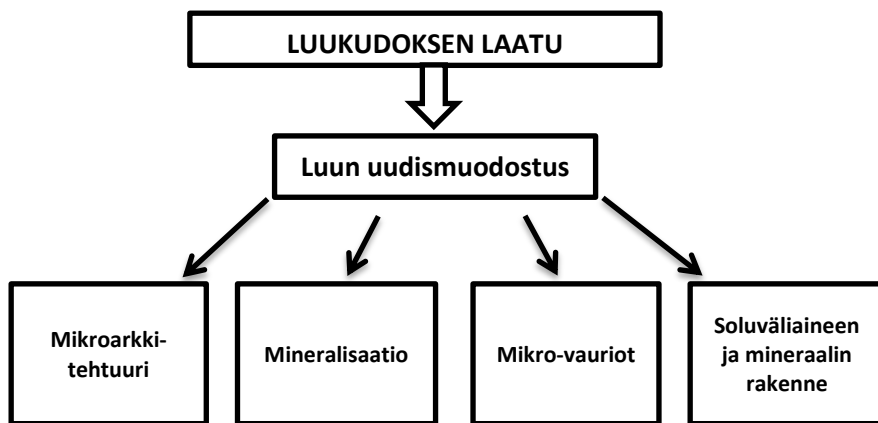
Luukudoksen materiaaliset ominaisuudet perustuvat pitkälti kollageeniin, joka vastaa luun elastisuudesta (Youngin modulus) ja luun mineraaleihin, jotka vastaavat luun puristuslujuudesta. Luun painosta 10 % on vettä ja luun

sisältämän veden määrä on tärkeä luun mekaanisen käyttäytymisen kannalta. Mineraalipitoisuudeltaan heikko luu sisältää runsaasti vettä, kun taas hyvin mineralisoitunut luu sisältää enemmän orgaanista materiaalia, kuten kollageenia (Väänänen & Kannisto 2003, 201–202, Seeman & Delmas 2006, Nikander 2009, 17–18).

Luun materiaaliin ominaisuuksiin vaikuttaa luun mineraalitiheys, kollageenipitoisuus, kollageenin järjestäytyminen, mineraalikiteiden koko sekä luun mikrorakenne (van der Meulen ym. 2001, Cointy ym. 2004, Petit ym. 2005, Bilezikian ym. 2008, 29). Makroskooppisella tasolla luun murtumalujuuteen vaikuttaa lisäksi luusolujen määrä, järjestäytyneisyys ja etenkin kollageenin ominaisuudet (Petit ym. 2005, Seeman & Delmas 2006). Luukudoksen kollageenisyyt vastaavat luun puristus-, taivutus- ja venytyslujuudesta. Kollageenisyyt muodostuvat kolmesta toisiinsa kietoutuneesta kollageenisäikeestä, jotka ovat sitoutuneina toisiinsa vetysidoksilla. Kollageenin tulee olla kovaa, laajenemiskykyistä ja sen täytyy luoda sopiva yhdiste mineraalin kanssa pystyäkseen vastustamaan taivutusta. Luun mineraalipitoisuus vaikuttaa luun lujuuteen ja muodonmuutoskykyyn sekä energian absorboitumiseen ja varastoitumiseen (Seeman 2008). Mitä suurempi luun mineraalipitoisuus on, sitä jäykempi luu on ja sitä suurempia maksimivoimia se sietää. Toisaalta liian suuri mineraalipitoisuus lisää vaurioitumisriskiä. Täysin mineralisoitunut luu on jäykkä, mutta myös hauras ja murtuu helposti iskukuormituksessa (Bilezikian ym. 2008, 34).

Luun lujuutta voidaan arvioida massan, geometrian ja laadun perusteella. Luukudoksen laatu puolestaan voidaan määrittää luun uudismuodostuksen perusteella (Kaaviokuva 2), johon vaikuttaa luun mikroarkkitehtuuri, mineralisaation aste ja jakautuminen, syntyneiden mikrovaurioiden määrä ja niiden korjaantuminen sekä soluväliaineen ja mineraalin koostumus (Compston 2006). Aikuisiällä tapahtuvan luun muodostuksen ja uudismuodostuksen syklin tarkoituksena on säilyttää luun lujuus ja samalla poistaa vaurioitunutta luuta. Luihin kehittyy toistuvassa rasituksessa ja

kuormituksessa mikroaurioita, joiden suuruuden ja sijainnin luu pystyy paikallistamaan (Seeman 2008). Marcus & Bouxein (2010, 43) mukaan mikroaurioiden kasaantuminen yhteen kohtaan heikentää luuta, mutta samalla myös käynnistää luun uudismuodostuksen, oletettavasti korjatakseensa vaurioitunutta kudosta. Luun uudismuodostuksella on siten tärkeä rooli luun mikroaurioiden korjaamisessa. Heidän mukaansa on myös esitetty, että liiallinen luuaineksen poistuminen saattaa vähentää luun kykyä korjata syntyneitä mikroaurioita, joka lopulta alentaa luun mekaanisia ominaisuuksia.

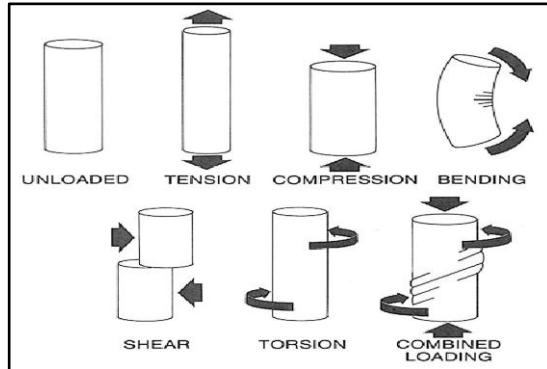


Kaaviokuva 2. Luun laatuun vaikuttavat tekijät (mukaeltu Compston 2006).

2.2 Luukudoksen biomekaaniset ominaisuudet

Luukudoksen biomekaanisia ominaisuuksia voidaan kuvata siihen vaikuttavien ulkoisten voimien ja kuormituksen suhteen. Luun kuormituksella on kolme perustyyppiä: venytys (tensio), puristus (kompensio), ja leikkaava voima (shear). Nämä voimat yhdistyvät erilaisiksi, joskus hyvinkin monimutkaisiksi kuormituksiksi. Venytyksen ja puristuksen lisäksi yleisimmät kuormitustyyppit ovat taivutus- (bending) ja kierto-kuormitus (torsio). Taivutus on yhdistelmä venytys- ja puristusvoimia, kierto puolestaan aiheuttaa leikkaavia voimia koko luun pituudelle (Kuva 4). Lisäksi luuhun kohdistuu iskukuormitusta, joka on monen murtuman – esim.

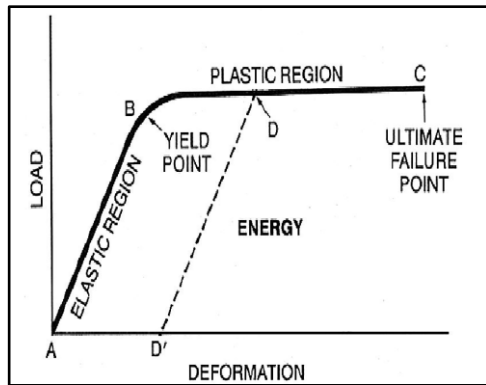
lonkkamurtuman – tyypillinen syntymekanismi (Einhorn 1992, Bilezikian ym. 2008, 35–36, Pikkarainen 2008, 14–15).



Kuva 4. Kuvallinen esitys luun kuormitustyypeistä (vapaasti saatavilla internetistä)

Luun morfologisia sekä materiaalisia ominaisuuksia voidaan tutkia vakioidusti yksinkertaisissa kuormitusolosuhteissa suorittamalla mekaanisia testejä kokonaiselle luulle. Kliinisissä testeissä aikaansaadut luunmurtumat johtuvat luukudoksen materiaalisten ominaisuuksien vaurioista, jotka aiheuttavat lopulta luun rakenteiden pettämisen (Bilezikian ym. 2008, 29).

Kuormituksessa luun muoto muuttuu ja luu vastaa kuormitukseen muutosta vastustavilla sisäisillä voimilla, jännityksellä (stress). Jännitys on voima, joka tuotetaan luunäytteeseen ja ilmaistaan Pascaleina (Pa) pinta-alaa kohti (N/m^2). Kuormitetun luun muodonmuutos (strain) saadaan jakamalla luun pituuden, leveyden tai kulmam muodostuman muutos verrattuna alkuperäisen luun kokoon ja luku ilmaistaan prosentteina. Ulkoisen, deformaatiota tuottavan kuormituksen määrän ja luussa tapahtuvan rakenteellisen muodonmuutoksen suhdetta kuvataan käyttämällä Stress- strain- käyrää (Kuva 5) (Khan ym. 2001, 20–28, Bilezikian ym. 2008, 29, Pikkarainen 2008, 15 Nikander 2009, 22).



Kuva 5. Stress strain-käyrä (vapaasti saatavilla internetistä)

Stress-strain käyrän muoto riippuu luun koosta ja muodosta sekä luun koostumuksesta. Käyrä voidaan jakaa kahteen alueeseen: elastinen alue AB (elastic region) ja plastinen alue BC (plastic region). Elastinen alue kuvaa luun rakenteellista jäykkyyttä. Elastisella alueella ennen myötörajaa B (yield point) kuormitus ja luun muodonmuutos kulkevat lineaarisesti, jolloin luun muoto ja rakenne voivat vielä palautua ennalleen, mikäli kuormitus loppuu (Turner & Burr 1993, Petit ym. 2005, Bilezikian ym. 2008, 31–35).

Kuormituksen jatkuessa plastiselle alueelle BC, syntyy pysyviä muodonmuutoksia ja luun rakenteet alkavat vaurioitua pysyvästi. Murtumispisteessä C (ultimate failure point) rakenteet lopulta murtuvat. Luun murtumiseen tarvittavan energian määrä voidaan laskea käyrän alle jääneen pinta-alan koosta. Luun rakenteen vahvuus määritellään kuormana kohdassa, jossa luu joko taipuu tai murtuu (Turner & Burr 1993, Currey 2001, Petit ym. 2005, Bilezikian ym. 2008, 30–31, Pikkarainen, 2008,15, Nikander 2009, 22, Mikkola 2010, 16, Rantalainen 2010, 21).

2.3 Luun lujuuteen vaikuttavat tekijät

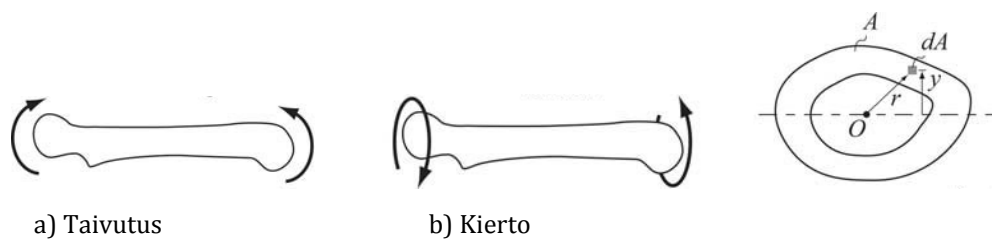
Tärkein luun rakennetta säätelevä tekijä on kuormitus – ja päinvastoin (Seeman & Delmas 2006). Luukudos on erittäin dynaaminen. Luu joutuu jatkuvasti vastaamaan kuormitukseen, sen kemiallisiin ja fyysisiin ärsyksiin. Luukudoksen materiaaliset ja geometriset ominaisuudet

pysyvät yllä ja muokkautuvat luun normaalin aineenvaihdunnan, remodellaation avulla. Klassisen Wolffin lain (Wolff 1892) mukaan luu adaptoituu kuormitukselle. Luun aineenvaihdunnan muutokset vaikuttavat luun materiaalisiin ominaisuuksiin, kuten jäykkyyteen, joka ilmenee vastustuskykynä väännöille (Petit ym. 2005, Bilezikian ym. 2008, 31–35).

Luun uudismuodostus voi määrittää ja lisätä luuston massaa, mutta harvoin vähentää sitä. Kuoriluun elastisuus ja vahvuus vähenevät 2 % vuosikymmenessä 20 ikävuoden jälkeen. Lisäksi luun alttius deformaatiolle ja luun kyky absorboida energiaa vähenee 5-12 % vuosikymmenessä selittäen ikääntymiselle tyypillisen luiden haurastumisen. Luunmurtumaan vaadittavan energian määrä laskee kolmasosaan ikävuosien 3 ja 90 välillä. Lisäksi vanhuusiän luiden haurastumista selittävät soluväliaineen mineralisaatio sekä kollageenin poikkisiltojen väheneminen (Bilezikian ym. 2008, 35). Hohkaluuta muodostuu läpi elämän, mutta iän mukanaan tuomat muutokset ovat siinä samankaltaisia kuin kuoriluussa (Frost 1992, Frost 1997, Bilezikian ym. 2008, 34–35). Aikuisella uudislunun muodostumisen ja luun poistumisen sykli kestää noin yhden kuukauden ja uuden luun muodostus noin kolme kuukautta eli remodellaation sykli on noin neljä kuukautta (Kohrt ym. 2004).

Luiden geometria, arkkitehtuuri, vaihtelee suuresti luun sijainnin ja käyttötarkoituksen mukaan. Luun massan jakautuminen, luun halkaisijan ulkomitta sekä luun muoto vaikuttavat luun vahvuuteen; mitä enemmän luuta, sitä vahvempi luu (Frost 1997). Pitkissä putkiluissa luun massa on suurempi kuin lyhyissä, mutta ne eivät välttämättä eroa luumassan määrässä lyhyisiin luihin verrattuna. Lyhyemmässä luussa on suhteessa poikkipinta-alaan enemmän luumassaa, joka tekee luun mineraalitiheyden suuremmaksi ja siten luun vahvemmaksi (Seeman 2008). Pitkien luiden varret ovat leveitä, onttoja ja sylinterimäisiä rakenteeltaan ja ne ovat optimaalisia taivutusta ja kiertokuormitusta vastaan (Kontulainen ym. 2002).

Alaraajoissa pitkät putkiluut ovat painoa kantavia ja siksi jäykkiä, mutta rakenteeltaan kuitenkin joustavia. Putkiluissa mineralisoitunut kuoriluu sijoittuuakin varsin etäälle luun pitkittäisakselista jättäen luun sisuksen ontoksi. Tämä tekee luun vahvaksi vääntäviä voimia vastaan, toisin kuin jos luuainees olisi sijoittunut lähelle pitkittäisakselia (Ross ym. 1995, Seeman & Delmas 2006). Tätä geometrista ominaisuutta kutsutaan luun poikkileikkauksen neliömomentiksi, Cross Sectional Moment of Inertia (CSMI). Halkaisijaltaan pyöreään putkiluun taivutusjäykkyys on suhteessa poikkileikkauksen neliömomenttiin, kun taas kiertojäykkyys on verrannollinen luun halkaisijasta mitatun keskikohdan neliömomenttiin. Muussa tapauksessa saadaan vain summittainen arvio (Kuva 6) (Morgan ym. 2010). Luun koko on myös tärkeä mekaniikkaan vaikuttava tekijä. Kompressiossa isompi luu on lujempi voiman jakautuessa suuremmalle alueelle (Ross ym. 1995, Seeman & Delmas 2006).



Kuva 6. Luun geometriset neliömomentit kuvaavat luukudoksen massan jakautumista suhteessa luun halkaisijaan a) taivutuksessa ($\int A y^2 dA$) ja b) kierrossa ($\int A r^2 dA$) (mukaeltu Morgan ym. 2010, 16).

2.4 Luun fysiologinen vaste kuormitukseen

Wolffin lain mukainen luun adaptaatio mekaaniseen kuormitukseen on dynaaminen, koko eliniän kestävä biologinen prosessi, joka vaikuttaa luun muotoon ja kokoon. Vaikka luusto tarvitsee kuormitusta vahvistuakseen, se tarvitsee myös lepoa, sillä luusolut turtuvat nopeasti mekaaniseen ärstytykseen (Huang & Ogawa 2010).

Päivittäisen kuormituksen aikana luukudokseen vaikuttavat useat mekaaniset tekijät, kuten deformaatio, paine, vaihtelevat paineaallot, leikkaavat voimat ja dynaamiset sähköiset kentät. Näistä luun stressitekijöistä deformaatio ja leikkaavat voimat ovat luun kannalta merkityksellisimmät. Kaikki luusolut pystyvät vastaamaan mekaanisiin signaaleihin, mutta osteoklastit ovat luun mikroarkkitehtuurin kannalta tilannesidonnaisimmat. Luusolujen tarkkaa mekanosensorien tyyppiä ei vielä tiedetä, mutta mekaaninen tapahtuma aktivoi sopivat ionikanavat, jotka lopulta saavat solun toimimaan. Mekaaniset signaalit herättävät soluissa mitogeneeni- aktivoituvan proteiinkininaasin (MAPK) ja vaste on riippuvainen geenien säätelystä kyseisessä kohdesolussa (Rubin ym. 2006, Turner & Pavalko 1998, Rantalainen 2010, 18).

Frostin (1997) mukaan luun kuormituksen saavuttaessa kynnystason, uudismuodostus alkaa ja luun massa sekä vahvuus lisääntyvät. Mikäli kuormitus jää tämän kynnystason tasolle tai alle, uudismuodostus ei käynnisty. Luun massa ja vahvuus eivät kuitenkaan vähene, kuoriluun muodostus aikuisella henkilöllä jää vain tehottomaksi. Bassey ym. (1998) mukaan harjoittelun aiheuttama mekaaninen rasitus on ratkaisevan tärkeää luun vahvuuden säilymiselle ja harjoittelun vaihtelevuus lisää parhaiten luun mineraalitiheyttä.

2.5 Mekanotransduktio

Harjoittelun aiheuttaman mekaanisen ärsykkeen vaikutukset yhdistyvät solutasolla biokemialliseksi toiminnaksi. Tätä vastetta kutsutaan mekanotransduktioksi. Tämän monimutkaisen mekanismin tarkoituksena on ylläpitää dynaamista tasapainoa luunmuodostuksen ja luun hajoamisen välillä sekä parantaa luukudoksen rakennetta. Nykytietämyksen mukaan osteosyytit aistivat kuormituksen aiheuttaman nestevirtauksen luukudoksessa ja tuottavat signaalimolekyylejä (Turner & Pavalko 1998, Rubin & Rubin 2006). Molekyylit puolestaan säätelevät osteoklastien

suorittamaa luukudoksen resorptiota sekä osteoblastien ylläpitämää luun uudismuodostusta. Mekanotransduktio vaihtelee luukudoksen eri osissa; kuormituskyynnykset saattavat olla erilaiset tai ne voivat olla sensitiivejä tietystä suunnasta tulevalle kuormitukselle (Seeman & Delmas 2006, Huang & Ogava 2010, Rantalainen 2010, 18).

Luun remodellaation sykli käynnistyy mekaanisten signaalien kautta solutason mekanotransduktiona. Mekanotransduktio jakautuu neljään vaiheeseen: 1) voiman välittyminen luuhun siirtyy sensorisen solun kautta paikalliseksi mekaaniseksi signaaliksi, 2) mekaanisen signaalin muuttuminen biokemialliseksi signaaliksi, 3) signaalin siirto sensoriselta solulta vaikuttajasolulle ja 4) vaikuttajasolun vaste, joka aiheuttaa tarkoituksenmukaisen kudostason vasteen (Turner & Pavalko, 1998).

Ikä ja sukupuoli vaikuttavat mekanotransduktioon. Nuorella aikuisella luustossa vallitsee tasapaino luukudoksen katoamisen ja remodellaation välillä, ikä saattaa hidastaa prosessia (Huang & Ogava 2010). Luustossa on yhteensä pari miljoonaa pientä luunmuodostumisyksikköä ja näissä jokaisessa on luunsyöjäsoluja ja varhaisluusoluja. Hohkaluun uudistuminen tapahtuu luupalkkien pinnalta, mutta tiiviissä luussa luunsyöjäsolujen täytyy ensin liuottaa sitä hapolla, ennen kuin voivat porautua luun sisään. Mukana seuraavat varhaisluusolut alkavat heti muodostaa lähistölle uutta luukudosta. Tämän remodellaation avulla luu voi kasvaa ja muuttaa muotoaan (Nienstedt & Kallio 2004, 39). Nopea luun uudismuodostus lisää myös murtumariskiä, kun tiheämmin mineralisoitunut vanha luu korvautuu uudella, vähemmän mineralisoituneella luulla (Seeman 2008).

3. LIIKUNNAN VAIKUTUS LUUSTOON

Luuston massa lisääntyy kasvun aikana, tasaantuu nuorena aikuisena ja noin 35- vuotiaana alkaa vähentyä. Nuoren aikuisen luumassasta vähemmän kuin 70 % voi olla jäljellä 70- vuotiaana. Murto-osalla ikääntyneistä henkilöistä voi kuitenkin olla ikätovereitaan paremmat luut esim. raskaan työn seurauksena ja paljon paremmat luut kuin fyysisesti inaktiivisilla verrokeillaan (Frost 1997a).

Aikuisiällä fyysinen aktiivisuus ja kehon paino vaikuttavat positiivisesti luun mineraalitiheyteen, luun taivutusvastukseen, Section Modulus (Z) sekä luun poikkipinta-alaan, CSA. Fyysisen aktiivisuuden vaikutukset näkyvät selvemmin luun taivutusvastuksessa kuin mineraalitiheydessä. Ihmisen fyysinen aktiivisuus suhteutettuna kehon painoon ja pituuteen on yhteydessä suurempaan luun halkaisijaan. Tämä lisää luun resistenssiä taivutusta vastaan (Beck 2003).

Normaali liikuntakuormitus, kuten reipas kävely tai kevyt juoksu aiheuttavat luuhun noin 0.1 %:n lyhenemän luun pituudesta ja erittäin voimakas kuormitus, kuten esimerkiksi maksimaalinen hyppy, noin 0.3 %:n lyhenemän. Havainnollistamiseksi 200 kg:n tasainen paino yhdelle neliösentille kuoriluuta aiheuttaa noin 0.1 %:n lyhenemän normaalissa luussa. Jos kuoriluun suhteellinen lyhenemä on enemmän kuin 0.6 % – 0.8 %, luu murtuu. Normaalin liikkumisen aikana turvamarginaali on siis noin 6 – 8-kertainen. Luun mukautumiskyky mahdollistaa luun pysymisen riittävän vahvana siihen kohdistuvan säännöllisen kuormituksen suhteen, mutta samalla energiankulutuksen kannalta tarkoituksenmukaisen kevyenä (Nikander ym. 2006, 10).

Maksimaalisen kuormituksen tuottamat dynaamiset voimat ovat merkityksellisiä luun massalle ja vahvuudelle (Cheng ym. 2002, 213). Luun mineraalimäärä lisääntyy parhaiten liikunnan myötä kasvu-iässä, jolloin luusto kasvaa voimakkaasti sekä pituus- että leveyssuunnassa. Pieni

luumassa jo kasvuiässä lisää riskiä luunmurtumille aikuisena (Pikkarainen, 2008, 16–18, Nikander 2009, 43). Pienikin luun mineraalimäärän lisääntyminen voi osoittautua erittäin merkittäväksi, sillä 3–5 %:n kasvu vähentää mahdollisen tulevan murtuman vaaraa arviolta 20–30 % (Nikander 2009, 58–65). Luut mukauttavat muotoaan ja massaansa mekaanisen kuormituksen mukaiseksi ja liikunnan merkitys luuston lujuuden lisäämisessä vaihtelee eri ikäkausina. sillä. Fyysisen aktiivisuuden aikaansaama mekaaninen kuormitus saattaa lisätä luumassan ylläpysymistä, luun rakenteellista lujuutta sekä myös hidastaa luumassan menetystä (Heinonen ym. 2000).

Petit ym. (2005) tutkimuksen mukaan lapsen tai nuoren kohdalla luuston kuormitus lisää luun poikkipinta-alan kasvua ja lihasmassaa adaptoituen fyysiseen aktiivisuuteen. Samaan tulokseen ovat päätyneet interventiotutkimuksissaan myös MacKelvie ym. (2004), McDonald ym. (2008), Weeks ym. (2008), joissa todetaan liikunnan olevan tehokkainta nopean kasvun aikana sekä tytöillä että pojilla – tytöillä erityisesti ennen kuukautisten alkamista. Reisiluun kaulan alueen luun nettovaste fyysiseen aktiivisuuteen (2–5 %) on ollut selvin varhaispuberteetissa tai ennen kuukautisten alkamista. Vaikutuksiltaan tehokkaimmat interventiot ovat sisältäneet juoksu- tai hyppelyharjoittelua tai molempia 20–40 minuuttia 2–3 kertaa viikossa. Petit ym. (2005) mukaan lapsuusajan fyysinen inaktiivisuus vaikuttaa negatiivisesti luun materiaaliin ominaisuuksiin. Tietykollageenin poikkeamat vähentävät luukudoksen materiaalista lujuutta ja nuorilla henkilöillä etenkin nopeat kasvumuutokset voivat aiheuttaa luun mineralisaation vajetta. Tästä johtuen luun mineralisaatioprosessi voi edetä hitaammin kuin itse luuston kasvu.

Aikuisikä kestää kymmeniä vuosia ja tarjoaa ajallisesti hyvän mahdollisuuden luuston vahvistamiseen. Keski-ian jälkeen luuliikunnan pääasiallinen tavoite on säilyttää jo saavutettu luun vahvuus. Huolimatta siitä, että keski-ian myötä liikunnan määrä ja vauhdikkuus yleensä laskevat, osa nuoruudessa liikunnan avulla saavutetusta luuston mineraalimäärästä ja

vahvuudesta näyttäisi säilyvän myös myöhempään ikään (Pikkarainen, 2008, 16–18, Nikander 2009, 43). Bassey ym. (1998) mukaan kovatehoinen liikunta parantaa luuston mineraalitiheyttä pre- ja postmenopausaalisilla naisilla proksimaalisen reisiluun alueella. Kuitenkin aikuisiässä aloitetun liikunnan vaikutukset luuston mineraalitiheyteen ovat kuitenkin huomattavasti vähäisempiä (1–3 % vuodessa) kuin kasvuiässä aloitetun. Korkeita kuormitushuippuja, tavanomaisesta poikkeavia luunsisäisiä jännitteitä ja nopeita muodonmuutoksia tuottavalla liikunnalla ja progressiivisella voimaharjoittelulla saattaa kuitenkin olla osteogeenisiä vaikutuksia. Liikunnalla ja muilla tekijöillä, kuten kalsiumilla ja estrogeeneilla, on myös potentiaalisia yhteisvaikutuksia (Karinkanta ym. 2007, Bailey & Brooke-Wavell 2010, Nikander ym. 2010).

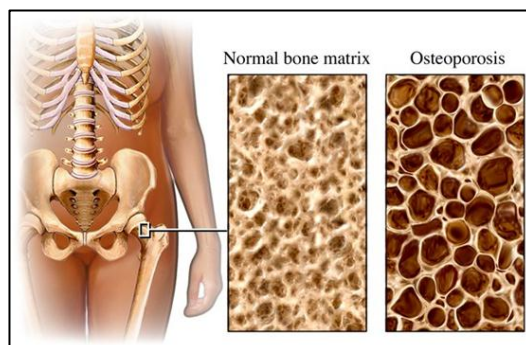
Ikääntyneiden henkilöiden kohdalla liikunnalla on rajalliset mahdollisuudet vaikuttaa suoraan luun rakenteeseen. Lihassoiman, tasapainon, ketteryyden ja yleensä liikkumisvarmuuden ylläpitäminen on liikunnan ensisijainen tavoite, jolla pyritään pääasiassa ehkäisemään kaatumisia ja niiden seurauksena esim. ranteeseen tai lonkkaan ilmaantuvia luunmurtumia (Mayhew 2005, Martyn-St James & Carroll 2008, Kannus 2011a, 299–300). Kannuksen (2011a, 301) mukaan liikuntaa harrastavilla lonkkamurtumariski on 20–70 % pienempi, kuin verrokeilla selittyen kaatumariskin pienenemisellä ja todennäköisellä lonkan luuston vahvistumisella.

4. LUUSTOA HAURASTUTTAVAT SAIRAUDET JA OSTEOPOROOSI

Luustoa haurastuttavia sairauksia ovat: osteogenesis imperfecta, osteomalasia, osteoskleroosi, renaalinen osteodystrofia, riisitauti, Pagetin tauti, luutumorit sekä luuinfektiot (Alhava & Viikari 2001). Metabolisten luusairauksien kirjo on laaja ja ne ovat tulleet tunnetuiksi osteoporoosin yleistymisen ja siihen liittyvien ongelmien myötä. Ennen kuin osteoporoottinen murtuma diagnosoidaan radiologisesti, on potilas tietämättään menettänyt 30 - 50 % parhaasta luupääomastaan. Epäilemättä niillä henkilöillä, joilla on havaittu paikallista luuhävikkiä, havaitaan myös artroottisia muutoksia. (Dequeker & Geusens 1990).

4.1 Osteoporoosi

Luukato eli osteoporoosi on metabolinen luuston yleissairaus, jossa luuston massa ja mineraalipitoisuus vähenevät, rakenteet hajoavat ja luu altistuu murtumalle (Barry & Kohrt 2008, Heliövaara ym. 2003, 39, Maghraoui 2008, Kannus 2011b, 155). Luun rakenne muuttuu huokoiseksi luun sisällä olevien luupalkkien ohentuessa ja katkeillessa (Kuva 7).



Kuva 7. Osteoporoosin vaikutus luun rakenteeseen (livtherapy.eu)

Osteoporoottinen luukudos on normaalia, ainoastaan luun määrä on vähentynyt. Osteoporoosia pidetään usein ikääntymiseen liittyvänä ilmiönä

ja sairautena, mutta siihen vaikuttavat myös elintavat ja lääkehoito tai se voi liittyä toiseen sairauteen (Heliövaara ym. 2003, 29).

4.2 Epidemiologia

Sairautena osteoporoosi on varsin nuori, ilmiönä jo pitkään tunnettu. Maailman terveysjärjestö, World Health Organisation (WHO) määritteli 1993 osteoporoosin sairaudeksi, jota voidaan tutkia ja hoitaa. Osteoporoosin diagnoosirajaksi on sovittu DXA- laitteella mitattu reisiluun yläosan tai lannenikamien luuntiheys (BMD, g/cm²) joka on vähintään 2.5 keskihajontaa (noin 30 %) alle samaa sukupuolta olevien terveiden 20–40 -vuotiaiden keskimääräisen BMD- tason (World Health Organization 1994, Kannus 2011c, 155–156). Vaikka WHO:n määritelmä koskee vain naisia, myös miehiin voidaan soveltaa samalla tavalla määritettyä luuntiheysarvoa. Osteoporoosi luokitellaan vaikeaksi, mikäli siihen liittyy myös murtumia. Osteopeniassa luun tiheys on -1.0 – -2.5 keskihajontaa alle nuorten terveiden henkilöiden keskimääräisestä luuntiheysarvosta (Käypähoito-suositus: Osteoporoosi 2006).

Osteoporoosi kehittyy yleensä huomaamatta, ilman ennakko-oireita muuttuen oireiseksi sairaudeksi vasta silloin kun luu murtuu. Luu voi murtua tavallista herkemmin ja mitätön rasitus voi murtaa luun tai luu voi murtua jopa itsestään ilman selvää syytä (Heliövaara ym. 2003, 39, Kannus 2011a, 298). Osteoporoottisia murtumia esiintyy eniten selkärangassa, reisiluussa ja kyynärluussa (Hourigan ym. 2008). Osteoporoosin diagnoosi perustuu luuntiheysmittauksella määriteltyyn pienentyneeseen luun mineraalitiheyteen (Käypähoitosuositus: Osteoporoosi 2006, Maghraoui 2008, Rantalainen 2010, 28–29, Kannus 2011c, 155–156).

Väestön ikääntyessä osteoporoosin esiintyvyys länsimaissa on lisääntynyt huomattavasti viime vuosikymmeninä (Nikander ym. 2006, Välimäki ym. 2007). Kuitenkin ikääntyneiden ihmisten luunmurtumista 80 % johtuu

kaatumisista ja vain noin 20 % osteoporoosista (Kannus, 2011b, 298–299). Lonkkamurtuman riski kasvaa sadasta tuhatkertaiseksi yli 60 vuoden iässä (Mayhew ym. 2005). Kannuksen ym. (1996) mukaan elinikäinen riski saada lonkkamurtuma on naisilla 16–18 % ja miehillä 5–6 %. Joka viides 80-vuotias ja lähes joka toinen 90- vuotias nainen on saanut lonkkamurtuman. Reisiluun yläosan murtumien ilmaantuvuus kasvaa eksponentiaalisesti suhteessa ikään ja on merkittävä terveydenhuollon haaste Suomessa. Ikävakioitu osteoporoosin ilmaantuvuuden kasvu on kuitenkin tasaantunut viime vuosina liittyen todennäköisesti murtumien ehkäisyyn ja ikääntyneiden kohentuneeseen terveydentilaan. Vuosina 1998–2002 diagnosoituja lonkkamurtuman hoitajaksoja aloitettiin vuodessa noin 13 500. Rekisteröityjä lonkkamurtumaleikkauksia tehtiin tuona aikana runsaat 6000 vuodessa. Hoitajaksojen määrä ei vastaa lonkkamurtumien todellista määrää, sillä hoitajakso on saattanut alkaa jo edellisen vuoden puolella (Sund 2006).

4.3 Etiologia

Osteoporoosi voidaan ryhmitellä kahteen tyyppiin: primaarinen ja sekundaarinen osteoporoosi. Primaarinen osteoporoosi on vanhenemiseen liittyvä luukato, sekundaarinen on lääkityksen aiheuttama. Luun elämänkaareen liittyvä luukato jaotellaan tyyppiin I eli vaihdevuosien jälkeiseen osteoporoosiin sekä tyyppiin II eli vanhuusiän osteoporoosiin. Tyypin I osteoporoosi näkyy vaihdevuosi-ikäisillä naisilla erityisesti hohkaluun mineraalitiheyden pienenemisenä. Tyypin II osteoporoosia havaitaan 60–70 ikävuoden jälkeen (Riggs ym. 1982, Marcus & Bouxein 2010, 38).

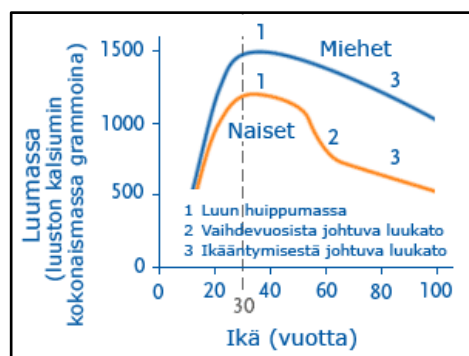
Progressiivinen kuoriluun väheneminen alkaa naisilla premenopausaalisesti kiihtyen estrogeenituotannon loputtua ja miehillä myöhemmässä elämänvaiheessa (Riggs ym. 2008, Kannus 2011c, 155). Sen sijaan hohkaluun väheneminen alkaa nuoruusiässä molemmilla sukupuolilla. Luukadon nopeutta säätelee luunmuodostuksen ja luun resorption tasapaino.

Tasapainoa säädellään useiden hormonaalisten tekijöiden avulla ja siihen voidaan vaikuttaa lääkkeiden, ravinnon ja luuston kuormituksen kautta. Iän myötä kortikaalinen putkiluu ohenee pääasiassa endostealisen resorption vuoksi, jossa luukudoksessa oleva kiinteä aine imeytyy verenkiertoon. Tästä huolimatta luukalvo jatkaa edelleen luunmuodostusta ja luun paksuus saattaa jopa hieman kasvaa (Loro ym. 2000, Väänänen & Kannisto 2003, 205–208, Riggs ym. 2008).

Luupalkkien paksuus hohkaluussa vähenee tasaisesti iän myötä. Läpäisevää resorptiota esiintyy enemmän naisilla liittyen menopausaalisiiin hormonitasojen muutoksiin (Poole ym. 2010). Naiset menettävät ennen 50:ttä ikävuotta arviolta 37 % hohkaluun ja 6 % kortikaalisen kuoriluun huippumassasta. Miehillä vastaavat luvut ovat 42 % ja 15 % (Bilezikian ym. 2008, 17). Miehillä luumassan väheneminen johtuu pääosin iän myötä tapahtuvasta luun porositeetista ja hohkaluun luupalkkien liitosten vähenemisestä, eikä siihen liity voimakasta resorption kiihtymistä (Heliövaara ym. 2003, 39, Osteoporoosi: Käypähoitosuositus 2006, Seeman & Delmas 2006).

Yoshikawan ym. (1994) mukaan naisilla yleisimmin esiintyviä luunmurtumia voidaan selittää luun sisäisillä geometrisillä muutoksilla. Luukalvon alla tapahtuva luun uudismuodostus korvaa luun mineraalipitoisuuden vähenemistä ja kuoriluun alaista luun paksuuntumista iäkkäämmillä henkilöillä. Olettamuksen mukaan tämä kuoriluussa tapahtuva adaptaatio saattaisi ylläpitää pitkien luiden taivutusjäykkyyttä paremmin miehillä kuin naisilla. Toinen tekijä on reisiluun kaulan halkaisijassa sijaitsevan massan keskipisteen siirtyminen alemmas, sillä luun mineraalia katoaa eniten reisiluun kaulan yläosasta lisäten reisiluun kaulan kuormitusta. Luun mineraalitiheys ei kuitenkaan ole ainoa luun vahvuutta selittävä osatekijä. Luun geometriset ominaisuudet, kuten esimerkiksi luun massan jakautuminen reisiluussa sekä reisiluunkaulan pituus ja kulma vaikuttavat todennäköisesti enemmän luun vahvuuteen kuin luun massan lisääntyminen.

Ikääntymiseen liittyviin luuston huippumassan muutoksiin (Kuva 8) vaikuttavat lisäksi hormonitoiminnan muutosten lisäksi myös luun uudismuodostuksen eli remodellaation tasapainon ja nopeuden muutokset, vähentynyt mekaaninen kuormitus ja lihasmassa sekä paikallisten kasvutekijöiden muutokset ja mahdolliset ravitsemukselliset puutteet (Kohrt ym. 2004, Seeman & Delmas 2006). Huomionarvoista on, että iän mukanaan tuomat luumassan muutokset ovat usein yhteydessä ikääntymisestä johtuvaan lihasvoiman vähenemiseen (Frost 1997b).



Kuva 8. Luun huippumassan muutokset ([www.suojaaluustosi.fi/luun peruskoostumus](http://www.suojaaluustosi.fi/luun_peruskoostumus). Novartisin luvalla).

Luusto on kasvanut täyteen mittaansa noin 20–30 vuoden iässä ja saavuttaa tällöin huippumassansa. Tässä vaiheessa saavutettu luun huippumassa vaikuttaa elimistön valmiuksiin torjua etenkin ikääntymisestä johtuvaa luukatoa (Andersson & Välimäki 2009). Aikuisilla henkilöillä yksi ensimmäisistä luukatoon johtavista remodellaation muutoksista on luun muodostuksen suhteellinen väheneminen, jolloin uutta luuta muodostuu vähemmän kuin vanhaa luuta poistuu (Seeman & Delmas 2006).

4.4 Osteoporoosi Suomessa

Suomessa on arviolta jopa 400 000 osteoporoosia sairastavaa henkilöä. Yli 50-vuotiaille sattuu maassamme kaatumistapaturmia vuosittain noin 28 000 ja näistä noin 70 % on luunmurtumia. Vakavien kaatumistapaturmien vuoksi

maassamme kuolee vuosittain reilu tuhat yli 50- vuotiasta henkilöä. Hälyttävintä on, että kaatumistapaturmat tulevat lisääntymään rajusti seuraavien vuosikymmenten aikana vanhusväestön määrän kasvun myötä (Kannus 2011c, 156). Riski kaatumiselle ei ole vuosikymmenten aikana lisääntynyt, sen sijaan riski saada muita vakavia vammoja kaatumisen seurauksena on lisääntynyt viime vuosien aikana (Kannus 2011b, 299).

Osteoporoosimittaukset suositellaan aloitettavaksi terveillä naisilla 65-vuotiaana. Osteoporoosille tyypillisiä tunnusmerkkejä ovat pieni luumassa, haurastunut rakenne sekä kasvanut murtuma-alttius (WHO 1994). The International Society for Clinical Densitometry (ISCD) suositaa luuntiheysmittauksia riskittömille miehille 70- vuoden iässä ja korkean osteoporoosiriskin omaaville aikaisemmassa vaiheessa (Maghraoui 2008). Suositeltavia luuntiheysmittauksen indikaatioita ovat mm. dementia, heikko terveydentila, vähäinen liikunta, äskettäinen kaatuminen, pitkittynyt immobilisaatio, tupakointi, alkoholin liikakäyttö, alhainen kehon paino, lähisukulaisen lonkkamurtuma, menopaussi alle 45- vuotiaana ilman hormonikorvaushoitoa ja steroidien käyttö yli kolme kuukautta (Maghraoui 2008, Välimäki 2010, Kannus 2011c, 155).

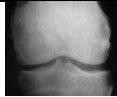
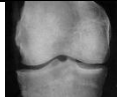


Vain noin 40 000 henkilöä saa tällä hetkellä lääkitystä osteoporoosin hoitoon luuntiheyden ylläpitämiseksi ja lisäämiseksi tai komplikaatioiden ehkäisemiseksi. Duodecimin hoitosuositusryhmä on antanut vuonna 2000 Käypä hoito -suositukset osteoporoosin hoidosta ja niiden päivitetty versio julkaistiin 11.10.2006 (Käypä hoito – suositus: Osteoporoosi 2006). Luiden heikkenemistä vanhuusiällä voidaan koettaa ehkäistä hankkimalla nuoruusiässä mahdollisimman suuri luumassa, siten hidastetaan kiihtyvää luukatoa mahdollisimman tehokkaasti. Luun uudismuodostusta tapahtuu läpi elämän. Siksi progressiivisesti lisääntyvää kuormitusta tarvitaan luun tiheyden ja vahvuuden ylläpitämiseksi (Barry & Kohrt 2004). Ikäihmisten kohdalla liikunnalla voidaan vaikuttaa parhaiten luuston kuntoon, lihasvoimaan sekä tasapainoon. Liikunta on tehokkain, turvallis ja halvin keino ehkäistä luunmurtumia (Kannus 2011b, 299).

4.5 Polviartroosi ja sen yhteys osteoporoosiin

Polviartroosissa nivelen pinnan rusto rappeutuu ja ohenee vähitellen. Seurauksena nivelen voiteluominaisuudet vähenevät ja kitka rustopinnoilla lisääntyy. Nivelpinnan rusto voi tietyiltä osin tuhoutua kokonaan ja hävitä. Elimistö pyrkii korjaamaan tilannetta ja nivelkalvoissa esiintyykin usein tulehdusreaktio sekä polvinivelessä nestettä. Nivelrikon edetessä on havaittavissa nivelrikon kaventumista ja nivelen kuormituksen muutoksen seurauksena myös polvinivelen virheasento, osteofyyttejä, luukystia sekä rustonalaisen luun kalkkeutumista (Kannus 2011a, 161–163).

Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Ortopediyhdistys ry:n asettama työryhmä suosittelee tuoreessa Käypä hoito- suosituksessaan (2012) käytettäväksi radiologista Kellgren/Lawrence- luokitusta (Taulukko 1) polvinivelrikon vaikeusasteen luokittelussa. Työryhmä on todennut K/L - luokituksen toistettavuuden olevan vähintään kohtalainen.

Taulukko 1. Kellgren/Lawrence- luokitus (Kellgren 1963, Käypä hoito, 2012).

KELLGREN/LAWRENCE- LUOKITUS POLVEN NIVELRIKOSSA		
LUOKKA	MÄÄRITELMÄ	KUVA
Luokka 1.	Mahdollinen nivelraon kaventuminen ja mahdollinen reunaosteofyytti.	
Luokka 2.	Selvät osteofyytit ja mahdollinen nivelraon kaventuminen.	
Luokka 3.	Useita kohtalaisia osteofyyttejä, selvä nivelraon kaventuminen ja jonkin verran skleroosia sekä mahdollinen luiden päiden deformiteetti.	
Luokka 4.	Kookkaita osteofyyttejä, merkittävä nivelraon kaventuminen, vaikea skleroosi ja selvä luiden päiden deformiteetti.	

Jo vuonna 1865 Barwell esitti luun osteoporoottisen haurastumisen liittyvän nivelreumaan tulehduksellisena komplikaationa. Sittemmin monet raportit

ovat esittäneet päinvastaista nivelreuman systeemisistä vaikutuksista luun aineenvaihduntaan. Kilpirauhasen liikatoiminnan, veren kalsiumin runsauden sekä osteomalasian, kuten myös seerumin proteiinimuutosten on kuvattu olevan osa reumankaltaista prosessia, joka vaikuttaa luun aineenvaihduntaan enemmän naisilla kuin miehillä. On myös todettu, että kortikosteroidien suuret annokset ovat vahingollisia luustolle, etenkin lapsilla ja menopaussin ohittaneilla naisilla, vaikuttaen enemmän luun laatuun kuin määrään (Dequeker & Geusens 1990). Dequeker & Luytenin (2000) mukaan primaarista osteoporoosia sairastavat henkilöt ovat yleensä heikompirakenteisia, kuin primaarista osteoartriittia sairastavat.

Dequeker & Luyten (2000) esittävät artikkelissaan myös, että henkilöillä, joilla on polven osteoartroosi, on harvoin proksimaalisen reisiluun murtuma, ja päinvastoin. Selittävä mekanismi voisi olla, että rustonalaisen luumassan ja -tiheyden lisääntyessä luun jäykkyys lisääntyisi ja toistuvan kuormituksen seurauksena nivelrusto tuhoutuisi. Normaalissa, terveessä nivelessä tämä edellyttäisi, että luu deformatuisi kovissa kuormituksissa lisäten kestävyyttä ja muodostaisi mikromurtumia. Luun paksuntuessa äkillisen energiamäärän absorptiokapasiteetti alenee, lisäten leikkaavia voimia nivelen rustopinnalla.

5. LUUSTON KUVANTAMISMENETELMÄT

Yleisin Suomessa käytetty luunkuvantamismenetelmä on kaksienenerginen röntgenabsorptiometri, Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DXA). Muita mahdollisia kuvantamismenetelmiä ovat kaksienenerginen röntgenlaser (DXL), kvantitatiivinen ultraääni (QUS), yksienerginen ftoniabsorptiometria (SPA), yksienerginen röntgenabsorptiometria (SXA), kvantitatiivinen tietokonetomografia (QCT), magneettikuvaus (MRI) ja digitaalinen röntgenradiogrammetria (DXR). Luuntiheysmittauksissa yleisimmin käytetty diagnostinen menetelmä on DXA- mittaus (Jurvelin & Kröger 2003, 516–523).

5.1 Dual Energy X-Ray Absorptiometry, DXA

Luukudoksen lujuutta kuvaa parhaiten siihen sitoutuneen mineraalin määrä eli luun mineraalitiheys. Luun mineraalitiheys selittää 80–90% luun lujuudesta (Lamberg-Allard ym. 1997, 6). Luun mineralisaatio on fysiologinen prosessi, jossa luun mineraali sisällytetään luukudoksen soluväliaineeseen. Mineralisaatioaste kertoo kuinka paljon soluväliaine sisältää mineraalia (Petit ym. 2005) Maailman Terveysjärjestön (WHO) mukaan DXA- mittaus on suositeltava menetelmä luun mineraalitiheyden (BMD) tutkimuksissa. On tärkeää huomioda, että DXA- mittauksesta peräisin oleva BMD-arvo ei suoraan edusta mitatun alueen volymetrasta tiheyttä. Parhaimmillaankin BMD-arvo edustaa vain keskimääräistä luun mineraalipitoisuuden paksuutta, ilman että saataisiin tietoa todellisesta luun mineraalin jakautumisesta syvyysuunnassa (Järvinen ym. 2007). Luun geometrinen rakenne ja BMD- arvo on todettu tärkeiksi indikaattoreiksi luun murtumariskin arvioinnissa (Kaptoge ym. 2003, Maghraoui & Roux 2008, Hind ym. 2012). Alueellista luun mineraalitiheyden arvoa, areal Bone Mineral Density (aBMD) käytetään yleisesti murtumariskin arvioinnissa ja epidemiologisissa tutkimuksissa (Kaptoge ym. 2003). DXA- mittaus on todettu riittävän tarkaksi ja toistettavuus on korkealuokkaista osteoporoosin

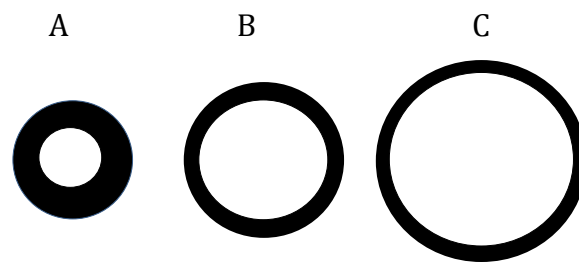
diagnosoinnissa sekä luuston mineraalipitoisuuden seurannassa (Maghraoui & Roux 2008, Hind ym. 2012).

5.2 DXA:n toimintaperiaate

DXA- mittausmenetelmä perustuu kaksiennergisen ionisoivan röntgensäteen vaimenemiseen. Mitatun vaimenemisen perusteella luun mineraalin määrä lasketaan mitattua pinta-alayksikköä kohden (g/cm^2). Kahdelta energiatasolta tulevat, eri energiasisällöiset röntgensäteet absorboituvat sekä luu- että pehmytkudoksiin ja kummankin säteen absorboitumista mitataan. Luun mineraali, pääosin kalsiumhydroksiapatiitti, absorboi säteilyä enemmän kuin pehmytkudos ja mittausalueelle imeytyneiden röntgensäteiden energia määrittää mitattavan luun mineraalipitoisuuden, BMC (Bone Mineral Content) (Sievänen ym. 1996, Cheng ym. 1997, Lamberg-Allard 1997, 6, Crabtree ym. 2002, Lewiecki & Borges 2006, El Maghraoui & Roux 2008, Kanis ym. 2008).

Mittaamalla luun kalsiumin mineraaliin absorboituvan röntgensäteiden energian määrä, voidaan määrittää luun mineraalipitoisuus, BMC, g/cm^2 , keskeisten luuston osien kuten nikamien, reisiluun kaulan ja ranteen sekä koko kehon osalta. Luun mineraalitiheys (BMD) saadaan jakamalla luun mineraalipitoisuus, Bone Mineral Content (BMC) mitattua pinta-ala- tai tilavuusyksikköä kohden (Sievänen ym. 1996, Cheng ym. 1997, Crabtree ym. 2002, Lewiecki & Borges 2006). DXA:lla mitattu määritetyn pinta-alan tiheys (aBMD) edustaa sekä kortikaalista että trabekulaarista luuntiheyttä skannatulla alueella (Cheng ym. 1997). BMD- arvo kuvaa kuoriluun ja hohkaluun massan määrää kuvatulla alueella ja sen avulla saadaan laskettua luun vahvuuden vaihtelut (Barry & Kohrt 2008). Tämä ei kuitenkaan kerro todellisesta luun rakenteesta, kuten koosta tai huokoisuudesta (Järvinen ym. 2008), eikä myöskään luun mekaanisesta vahvuudesta. Aikuisen ihmisen luiden läpimitta laajenee aikuisiän aikana mekaanisten vaatimusten mukaan. Laajeneva luukalvon sisäinen läpimitta vähentää luun mineraalitiheyttä

(BMD) lisäämällä keskimääräistä tilavuutta ja pinta-alaa. Se ei kuitenkaan vaikuta luun taivutusvastukseen Z , joka määräytyy koko rakenteelle. Luun halkaisijan kaksinkertaistuminen ilman luun poikkipinta-alan kasvua, lisää luun vahvuuden kahdeksankertaiseksi. Toisin sanoen luun läpimitan kasvaessa luuainesta tarvitaan vähemmän vastaamaan samasta luun jäykkyydestä (Frost 1997b). (Kaaviokuva 3).



aBMD	1.00	0.53	0.36
Section modulus (Z)	1.00	1.00	1.00
CSA	1.00	0.66	0.53

Kaaviokuva 3. Kaavakuva luun halkaisijasta. Luukalvon alainen läpimita kasvaa A-C, josta johtuen alueellinen ja tilavuudellinen BMD alenee, mutta luun taivutusvahvuus (Z) säilyy samana (Mukaeltu Petit ym. 2005).

BMD- arvoja ei käytetä suoraan osteoporoosin diagnosointiin, sillä DXA ei tunnista luun geometrisiä rakenteita, näennäistä luun tiheyttä eikä massan jakautumista kortikaalisen luun ja hohkaluun eri osissa (Kontulainen ym. 2002). WHO:n työryhmä on esittänyt osteoporoosin määrittelyssä käytettäväksi T -arvoa, joka on DXA:lla mitatun BMD- arvon ja samaa sukupuolta olevien nuorten terveiden 20–40 -vuotiaiden aikuisten keskiarvon ero ilmaistuna keskihajontana (SD). T -arvojen lisäksi DXA-ohjelma antaa myös taivutusvastuksen indeksin. Erotuksena on, että BMD-arvoa verrataan ikä-, kansallisuus- ja sukupuolivakioituihin keskiarvoihin ja tulos ilmaistaan SD - arvona. Premenopausaalisilla naisilla Z - arvo alle -2.0 osoittaa luun tiheyden olevan odotettua alempi (Lewiecki & Borges 2006, Maghraoui & Roux 2008).

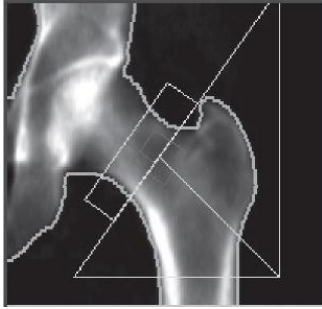
5.3 DXA- tekniikan edut ja rajoitukset

DXA:n käytössä on monia etuja. Sillä voidaan mitata kehon koostumusta rasvakudoksen, rasvattoman kudoksen ja luun mineraaliin osalta. DXA:lla on yksi pienimmistä ionisoivan säteilyn haitoista kuvantamisessa ja sillä voidaan kerätä näytteitä terveistä vastasyntyneistä aikuisiin. Lisäksi dataa voidaan kerätä useammasta osasta kehoa. DXA- tutkimuksen skannausaika on lyhyt ja toistettavuus on korkealuokkaista (Crabtree ym. 2007, El Maghraoui & Roux 2008).

DXA- tekniikan rajoituksena on, että sillä voidaan tuottaa vain kaksiulotteista dataa luun mineraalipitoisuudesta (BMC) sekä luun pinta-alasta (CSA). Lisäksi mittaustulokseen vaikuttaa kehon mineraalipitoisuus, kehon rasvaton paino sekä rasvakudoksen jakautuneisuus, joten BMC tulee suhteuttaa mitattavan henkilön kokoon (vrt. lapsi-aikuinen). Näin pystytään saamaan selville luun mineraalin keskitiheys, BMD-arvo mittauksen kohteena olevalta alueelta, Region Of Interest (ROI) (Crabtree ym. 2007, Järvinen ym. 2008, El Maghraoui & Roux 2008). DXA:lla ei kuitenkaan voida määrittää soluväliaineen mineralisaation tarkkaa määrää (Petit ym. 2005). Tutkimukset osoittavat BMD- mittausten arvojen sisältämän virheen olevan noin 5-8 % (Svendsen ym, 1995, Kuiper ym. 1996, Lee ym. 2007, Griffith ym. 2006). DXA- mittausten luotettavuutta lisää tarkka potilaan asettelu ja analyysi (El Maghraoui & Roux 2008). Huolimatta siitä, että DXA- mittaus on vakioitu menetelmä lonkkamurtumien riskin arvioinnissa, se ei kuitenkaan riitä ennustamaan tarkasti murtuman todennäköisyyttä yksilötasolla (Koivumäki ym. 2012).

5.4. DXA-perusteinen lonkan rakenneanalyysi

DXA- mittauksessa muuttujia analysoidaan kiinnostuksen kohteena olevalta alueelta (ROI), joka piirtyy kuvaan luun ääriivoina sekä valkoisena kehikkona (Kuva 9) (El Maghraoui & Roux 2008).



Kuva 9. Region Of Interest (ROI) (Maghraoui & Roux 2008).

Proksimaalisen reisiluun rakenteellista lujuutta voidaan analysoida käyttämällä ohjelmia lonkan rakenneanalyysi, Hip Structural Analysis (HSA) ja edistynyt lonkka-analyysi, Advanced Hip Analysis (AHA). Ohjelmien avulla voidaan parantaa osteoporoosin riskin arviota reisiluun mineraalipitoisuuden perusteella ja erotella useita rakenteellisia muuttujia (Beck ym. 1990, Sievänen ym. 1996).

AHA:lla voidaan määritellä luun geometriaa ja luukudoksen jakautumista reisiluun kaulan alueella. Määriteltävät muuttujat ovat alueellinen luun mineraalitiheys (aBMD, g/cm^2), lonkan akselin pituus, Hip Axis Length (HAL), luun halkaisijan poikkipinta-ala, (CSA, mm^2 , cm^2), luun halkaisijan inertiamomentti, (CSMI, mm^4), taivutuksen vastuksen indeksi, (Z) sekä reisiluun lujuusindeksi, Femoral Strength Index (FSI) (Miazkowski ym. 2007, Hind ym. 2012).

AHA- ohjelma erittelee röntgensädeabsorption tuottaman datan ja laskee tästä luun mineraalin määrän ja sen jakautumisen. Ohjelma asettaa reisiluun ROI:n automaattisesti reisiluun kaulan alueelle. Ohjelma arvioi toistuvasti kaikkia reisiluun kaulan alueen poikkileikkauksia ja tunnistaa eri muuttujia, kuten luun halkaisijan inertiamomentin (CSMI, cm^4) pienimmän tason. CSMI on geometrinen funktio, joka sisältää informaatiota sekä luun massasta että sen jakautumisesta mitatulla alueella suhteessa etäisyyden neliöön neutraaliakselista massan keskipisteeseen. CSMI kuvaa luun vahvuutta ja sen resistenssiä kierto kuormitukseen. Mitä kauemmas reisiluun kaulan alueen poikkipinta-ala sisällä oleva luun määrä on jakautunut massan

keskipisteestä, sitä vahvempi luu on (AHA II – Hip Strength Analysis. Version 8.0 changes. December 2003, Miazkowski ym. 2007). Muodoltaan epäsäännöllisissä luissa poikkipinta-ala on vahvempi tiettyyn suuntaan taivutettaessa. Esimerkiksi reisiluun kaulan distaalisen pään poikkileikkaus on muodoltaan elliptinen ja halkaisija on vahvempi taivutettaessa medio-lateraalisesti, kuin kapeampaan suuntaan antero-posteriorisesti (Petit ym. 2005).

Luun mineraalimäärän uudismuodostus ikääntymisen myötä vie luun mineraaleja kauemmas luun keskipisteestä lisäten luun lujuuutta. DXA:lla mitattu CSMI korreloi vahvasti kadaavereista otettuihin näytteisiin. (AHA II – Hip Strength Analysis. Version 8.0 changes. December 2003, Miazkowski ym. 2007). Taivutus ja aksiaalinen kompressio ovat tavallisimmat pitkiä luita kuormittavat voimat. Taivutus aiheuttaa suurimman osan rasituksesta luun pintaan ja poikkileikkauskohtaan reisiluun kaulan alueella, luuytimen ja muiden pehmytkudosten tarjotessa vain mitättömän tuen (Beck 2003).

Luun taivutuksen vastuksen indeksi (Z) on parametri, joka kuvaa pitkien luiden taivutuslujuutta. Se lasketaan jakamalla CSMI suurimmalla poikkileikkaukseen kuuluvan pisteen etäisyydellä taivutusakselista. Käytännössä Z:n ja CSA: tulisi olla geometrisia perussuureita, sillä luihin kohdistuvat fysiologiset kuormitukset ja murtumatyyppit ovat yhdistelmä aksiaalisesta kompressiosta ja taivutuksesta (Petit ym. 2005).

BMD:n totaalimäärän lisäksi ohjelmalla voidaan BMD mitata ROI- alueilta reisiluun kaulan ylä- ja alaosasta. Yläosa edustaa luun mineraalin määrää lonkan pituusakselin yläpuolella. Ohjelma määrittelee alueen automaattisesti reisiluun kaulan ROI:n yläpuolelle ja lonkan pituusakselin kohtaamislinjaan. HAL on kohtisuora etäisyys reisiluun kaulan akselin kanssa lantion reunasta reisiluun lateraaliseen reunaan, ison sarvennoisen alapuolelle (Miazkowski ym. 2007, Dinçel ym. 2008). HAL- arvo kuvastaa lonkkanivelen keskeltä reisiluuhun kulkevaa vipuvartta ja arvon kasvaessa proksimaalisen reisiluun murtumariski suurenee. Kun tähän lisätään vielä matala BMD-arvo,

murtumariski kasvaa huomattavasti. Pitkien ihmisten kohdalla näiden kahden arvon nousu saattaa merkitä normaaliväestöä korkeampaa riskiä saada lonkkamurtuma (Dinçel ym. 2008).

6. YHTEENVETO

Tutkimuksella selvitettiin 12 kuukautta kestävästä liikuntaintervention vaikutuksia reisiluun kaulan kapeimman alueen rakenteellisiin, geometrisiin ominaisuuksiin, luun taivutusvastus, Section Modulus (Z), luun poikkipinta-ala, Cross-Sectional Area (CSA) ja luukalvon alainen luun halkaisija, Subperiosteal Width (W), postmenopausaalisilla naisilla, joilla on lievä osteoartrioosi (Kellgren-Lawrence luokitus 1-2).

Tutkimustietoa tarvitaan lisää osteoporoosin ehkäisyyn ja siihen liittyvien reisiluun kaulan murtumien kannalta sekä laadittaessa liikuntasuosituksia aikuisväestölle. Suurin osa aikaisemmista tutkimuksista on pääasiassa keskittynyt mittaamaan alueellista reisiluun kaulan luun mineraalitiheyttä (aBMD). Luun mineraalipitoisuuden kasvu ei kuitenkaan kuvaa koko luun lujuutta, sillä pienikin muutos luun massan jakautumisessa voi parantaa luun vahvuutta (Heinonen ym. 2012). Aikaisemmat tutkimukset kuitenkin viittaavat siihen, että intensiivisellä liikunnalla on vaikutuksia reisiluun kaulan alueen lujuuteen, sen materiaalisiin ja geometrisiin ominaisuuksiin kaikilla ikäryhmillä (Petit ym. 2002, MacKellvie ym. 2004, Karinkanta ym. 2007, Macdonald ym. 2008, Weeks ym. 2008, Bailey ym. 2010, Heinonen ym. 2012). Tällä tutkimuksella halutaan arvioida tarkemmin reisiluun kaulan alueella tapahtuvia luun materiaalisia ja rakenteellisiä muutoksia.

7. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää 12 kuukautta kestävästä liikuntaintervention vaikutuksia reisiluun kaulan kapeimman alueen rakenteeseen: luun taivutusvastus, Section Modulus (Z) sekä geometrisiin ominaisuuksiin: luun poikkipinta-ala, Cross-Sectional Area (CSA) ja luukalvon alainen luun halkaisija, Subperiosteal Width (W) postmenopausaalisilla naisilla, joilla on lievä osteoartroosi (Kellgren-Lawrence luokitus 1-2).

Tutkimuskysymys

Voidaanko vuoden kestäneellä, kovatehoisella, iskutyypisellä harjoittelulla vaikuttaa reisiluun kaulan lujuteen lievää OA:ta sairastavilla naisilla?

Lisäkysymys

Kuinka paljon vuoden kestänyt, kovatehoinen iskutyypinen harjoittelu lisää reisiluun kaulan alueen rakenteellista taivutuslujuutta (Z), poikkipinta-alaa (CSA) sekä luukalvon alaista luun vahvuutta (W) postmenopausaalisilla naisilla, joilla on lievä polven osteoartroosi?

8. TUTKIMUSMENETELMÄT

8.1 Tutkimusasetelma

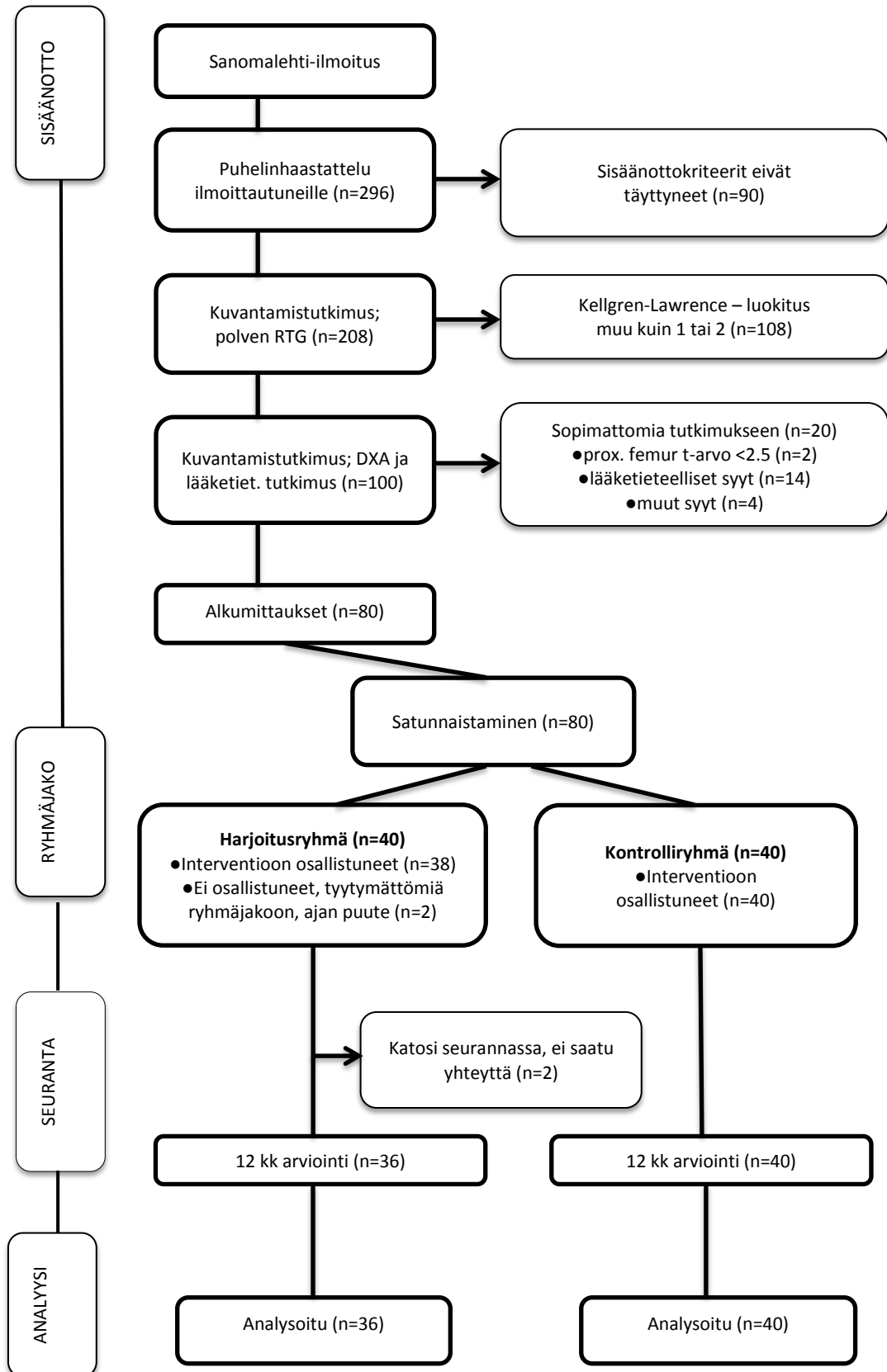
Tämä RCT-tutkimus on osa Jyväskylän yliopiston terveystieteiden laitoksen ”Liikuntaa luulle ja nivelrustolle (LuRu)”- tutkimusta, josta aineisto oli peräisin. Tutkimushenkilöt olivat DXA- mittauksissa keväällä 2008 käyneitä postmenopausaalisia naisia, joilla oli lievä polven osteoartrioosi (OA). Tutkimuksessa selvitettiin DXA- kuvien perusteella reisiluun kaulan alueella tapahtuneita luumuutoksia ja niiden eroja koe- ja kontrolliryhmiin satunnaistetuilla tutkittavilla. Loppumittaukset suoritettiin 12 kuukauden harjoitusinterventio jälkeen keväällä 2009.

8.2 Tutkittavat

Tutkimushenkilöt olivat lehti-ilmoituksen kautta haettuja, Keski-Suomalaisia 50–66-vuotiaita postmenopausaalisia, naisia, joilla oli lievä polven OA. Tutkimukseen ilmoittautui 298 naista, joista 90 ei vastannut sisäänottokriteerejä. Röntgenkuvauksiin osallistui 208 naista, joista 108:lla sisäänottokriteerien vastaisesti polven osteoartrioosia mittaava Kellgren-Lawrence- luokka oli suurempi kuin 1 tai 2. Jäljelle jääneistä sadasta naisesta 20 ei ollut sopivia tutkimukseen proksimaalisen reisiluunkaulan t-arvon jäädessä alle -2.5 (n=2), lääketieteellisistä syistä (n= 14) tai muista syistä (n=4).

Tutkimuksen alkumittauksiin osallistui lopulta 80 naista, (n=80), iältään keskimäärin 57.7 vuotta (SD 4.1), pituus 162.7 cm (6,0), paino 71.4 (SD 10.8), polven osteoartrioosiluokitus K/L 1-2 (1=mahdollinen, 2= minimaalinen). Tutkittavat randomoitiin valvottuun, progressiiviseen, 3x viikossa harjoittelevaan ryhmään (n=40) ja ei harjoitusta saavaan kontrolliryhmään (n=40). Kaksi (n=2) harjoitteluryhmään randomoitua tutkittavaa ilmoitti

menettäneensä mielenkiinnon tutkimusta kohtaan jättäytyen pois tutkimuksesta. Lopulliseen 12 kuukautta kestäneeseen harjoitteluinterventioon osallistuneiden määrä oli 38 (n=38). Loppumittauksiin osallistui 36 (n=36) harjoitusryhmään (kahta osallistujaa ei yrityksistä huolimatta enää tavoitettu) ja 40 (n=40) kontrolliryhmään osallistunutta naista. Tutkimuksen kulku on kuvattu Kaaviossa 1.



Kaavio 1. Tutkimuksen kulku.

8.3 Harjoitusohjelma

Harjoitusohjelma perustui aikaisempiin tutkimuksiin, joissa luustoa kuormitettiin premenopausaalisilla (Heinonen ym. 1996), postmenopausaalisilla (Uusi-Rasi ym. 2003) sekä vanhemmilla naishenkilöillä (Karinkanta ym. 2007). Harjoitusinterventioon satunnaistetut naiset (n=38) osallistuivat valvottuun, progressiivisesti etenevään, kovatehoiseen aerobic harjoitteluun kolme kertaa viikossa, tunnin ajan kerrallaan, 12 kuukauden ajan. Kaikki harjoitustunnit olivat valvottuja ja niitä ohjasivat harjaantuneet ryhmänohjaajat, jotka olivat erikseen koulutettu kyseisen spesifin harjoitteluohjelman suhteen. Ryhmänohjaajat pitivät harjoituspäiväkirjaa jokaisesta harjoitusohjelmaan osallistuneesta tutkittavasta.

Harjoitteluohjelma koostui 15 minuutin kestoisesta lämmittelystä, 25 minuuttia kestäneestä vaikuttavasta osiosta, jossa suoritettiin eri suuntiin kohdistuvia kovatehoisia harjoituksia sekä 15 minuuttia kestäneestä, vakioimattomasta jäähdyttelyosiosta, joka sisälsi ei-vaikuttavia harjoituksia ja venytyksiä. Vaikuttava osio oli vakioitu ryhmänohjaajien kesken. Tutkimushenkilöiden odotettiin osallistuvan harjoitteluun kolme kertaa viikossa 12 kuukauden ajan. Kaikkiaan harjoittelukertoja oli tarjolla kuusi kertaa viikossa, kuitenkin keskimääräinen harjoitteluun osallistuminen jäi 2,1:een kertaan viikossa (SD 0,9). Todellinen harjoittelukomplianssi 12 kuukauden osalta oli 68 %.

Harjoitustunnin vaikuttava osuus koostui sekä aerobic-tyyppisestä hyppyharjoittelusta että step-aerobic-ohjelmasta, jotka vuorottelivat viikoittain. Molemmissa ohjelmissa suoritettiin hyppyjen lisäksi sivusuuntaisia kiihtyviä ja jarruttavia liikkeitä, joissa oli musiikin tahtiin tehtäviä pysäytyksiä ja kääntymisiä. Tutkittavat totuttelivat hyppelyharjoitteluun ensimmäisten kolmen viikon aikana aerobic ja step-harjoittelulla, jossa ei käytetty vaahtomuoviesteitä tai step-lautoja. Totuttautumisjakson jälkeen luuston kuormitustasoa lisättiin aerobic-

harjoittelussa asteittain lisäämällä vaahtomuoviesteiden korkeutta viidestä kahteenkymmeneen senttiin (+5 cm jokaisessa kolmen kuukauden jaksossa). Step-harjoitteluohjelmassa luuston kuormitusta lisättiin samalla tavalla lisäämällä step-lautojen korkeutta alimmasta 10 sentin tasosta 20 cm:n tasoon. Laudan korkeus pysyi samana kahden viimeisen harjoitusjakson aikana (kolmas ja neljäs jakso). Aerobic-harjoittelujaksolla hyppyjen määrä oli totuttautumisjakson aikana 208 kpl, ensimmäisellä jaksolla 168 kpl, toisella jaksolla 180 kpl, kolmannella jaksolla 192 kpl ja neljännellä jaksolla 160 kpl. Vastaavat luvut step-harjoittelussa olivat 216, 192, 180, 192 ja 164 kpl.

Kontrolliryhmään osallistuneita pyydettiin jatkamaan normaalia fyysistä aktiivisuuttaan seuraavan 12 kuukauden ajan. Heitä pyydettiin pitämään harjoituspäiväkirjaa koko tutkimusjakson ajan liikunnan kestosta ja intensiteetistä. Lisäksi kontrolliryhmäläisille järjestettiin sosiaalisia vierailuja keskimäärin kerran kolmessa kuukaudessa, joiden tarkoituksena oli ylläpitää heidän mielenkiintoaan olla mukana tutkimuksessa.

8.4 Ensisijaiset muuttujat

Ensisijaisina muuttujina selvitettiin luun taivutusvastuksen indeksi (Z), luun halkaisijan poikkipinta-ala (CSA) ja luukalvon alainen luun leveys (W). Mittaukset suoritettiin tutkimuksen alkuvaiheessa sekä 12 kuukauden harjoitusinterventio jälkeen.

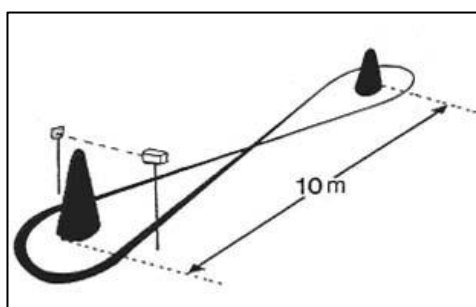
Luuston kuvantaminen suoritettiin Dual energy X-ray Absorptiometry (DXA) -luustoskannerilla (Dual energy X-ray Absorptiometry, GE Medical System, Lunar Prodigy, Madison WI USA). Mittaukset suoritettiin Keski-Suomen Keskussairaalassa. Luun lujouden muutoksia analysoitiin Hip Structural Analysis II (AHA II)- ohjelmalla.

8.5 Toissijaiset muuttujat

Toissijaisina muuttujina tutkittiin kahdeksikkojuoksua, tasapainoa, hengitys- ja verenkiertoelimistön kuntoa, subjektiivista polvikipua, jäykkyyttä sekä itsearvioitua fyysistä toimintakykyä ja isometristä, maksimaalista polvenojennusvoimaa.

8.5.1 Kahdeksikkojuoksu

Dynaamista tasapainoa ja ketteryyttä mitattiin standardoidulla kahdeksikkojuoksutestillä (Tegner ym. 1986). Testiä käytetään mittaamaan varttuneiden henkilöiden ketteryyttä ja dynaamista tasapainoa. Testissä tutkittavia pyydettiin juoksemaan tai kävelemään 10 metrin pituinen, kartioilla merkitty rata (Kuva 10.) kaksi kertaa mahdollisimman nopeasti (2 x 20 m). Suoritukseen käytettyä aikaa mitattiin valokennoilla. Suorituksia tehtiin kaksi, joista yhteisajan perusteella otettiin huomioon parempi tulos (Tegner ym. 1986, Heinonen ym. 1996, Carter ym. 2002a, Uusi-Rasi ym. 2003, Karinkanta ym. 2007, Rinne 2011, 83).



Kuva 10. Kahdeksikkojuoksurata (Taanila ym. 2010, 7)

Carter ym. (2002) mukaan kahdeksikkojuoksutesti on todettu validiksi aikuisten ja premenopausaalisten naisten kohdalla. Karinkannan ym. (2007) mukaan terveiden postmenopausaalisten naisten testitulokset korreloivat alaraajan ojennusvoimaan, portaalle nousun sekä istumasta ylösnousun

aikaisiin alustan reaktivoimiin, kuten myös Quality of Life- asteikkoon. Myös Rinne ym. (2011) on todennut aivovammasta kuntoutuvien miesten kahdeksikkojuoksun eroavan terveistä verrokeista 86,1 % tarkkuudella. Tegner ym. (1986) raportoivat tutkimuksessaan kahdeksikkojuoksun variaatiokertoimiksi suoralla osuudella 1,6 % ja käännöksissä 5,7 %.

8.5.2 Tasapaino

Tasapainon mittaukseen käytettiin Good Balance- laitteistoa (Metitur Oy, Jyväskylä, Finland). Laitteistoon kuului tasasivuinen, kolmionmuotoinen tasapainolevy, ympäröivät tukikaiteet, tietokoneeseen liitetty voimavahvistin sekä analogi/digitaalimuunnin, joka muutti vahvistimelta tulevat jännitesignaalit numeeriseen muotoon. Tasapainon mittauksessa analysoitiin tasapainolevyyn kohdistuvia pystysuoria voimia, joita mitattiin tasapainolevyn kärjissä sijaitsevilla antureilla. Vastus-/venymäliuska - tyyppiset anturit reagoivat herkästi teräksisen rakenteen muodonmuutoksiin ja laitteisto rekisteröi pienetkin objektiiviset ja sensitiiviset voimatason- ja asennonmuutokset digitaaliseen tiedostomuotoon. Anturien tuottama voimasignaali muunnettiin numeeriseksi 50, 100 tai 150 Hz taajuudella ja siirrettiin tietokoneelle (Curb, ym. 2006, Metitur 2003).

Mittauksen aikana tutkittava seiso voimalevyllä luonnolliseksi tuntemassaan asennossa, kädet vapaasti vartalon vierellä (Kuva 11). Jalkojen sijaintia voimalevyllä ei ollut erikseen määritelty. Mittaus suoritettiin sekä silmät auki että silmät kiinni. Silmät auki tapahtuneessa mittauksessa katse kohdistettiin kahden metrin päässä olleeseen merkkiin, joka sijaitsi silmien korkeudella. Tutkimuksessa käytetyt muuttujat olivat: tutkittavan henkilön painekeskapisteen sijainnin muutoksen keskimääräinen nopeus x- ja y-suunnissa, joilla kuvattiin voimavaikutuksien keskipisteen keskimääräistä nopeutta (mm/s) sekä vauhtimomentti, joka kertoi vartalon keskipisteen liikkeen peittämän keskimääräisen pinta-alan mittauksen jokaisen sekunnin aikana (Era ym. 1996, Metitur Oy 2003, Kauranen 2011, 262).



Kuva 11. Tasapainon mittaus Good Balance- laitteistolla (kuva:Metitur Oy).

Good Balance- laitteen reliabiliteetti on havaittu normaalissa seisonta-asennossa paremmaksi kuin tandemseisonta-asennossa. Lisäksi silmät auki suoritettavat mittaukset olivat toistettavuudeltaan parempia, kuin silmät kiinni suoritettavat (Sihvonen & Era 1999). Paras reliabiliteetti kahden erillisen mittauskerran välillä saavutetaan mittauksissa, jotka ovat kestoltaan 20 tai 30 sekuntia (Goldie ym. 1989, Le Clair & Riach 1996, Brouwer ym. 1998, Benvenuti ym. 1999, Sihvonen & Era 1999). Sihvonen ym. (2004) mukaan vanhemmille henkilöille tehtävä tasapainotesti tulisi suorittaa vähintään kahdesti, jotta testin reliabiliteetti olisi hyväksyttävällä tasolla. Heidän tutkimuksessaan kolme kertaa suoritettujen testien väliset luokansisäiset kokonaispisteiden korrelaatiokertoimet olivat mitatun ajan osalta: testi 1 ICC = 0,72 (95% CI 0,38 – 0,87), testi 2 ICC = 0,83 (95% CI 0,58 – 0,93) ja testi 3 ICC = 0,75 (95% CI 0,37 – 0,90). Etäisyys keskipisteestä vaihteli seuraavasti: testi 1 ICC = 0,81 (95% CI 0,58 – 0,91), testi 2 ICC = 0,81 (95 % CI 0,53 – 0,93) ja testi 3 ICC = 0,71 (95% CI 0,28 – 0,89).

8.5.3 2 km:n kävelytesti

Sydän- ja verisuonielimistön kunnon arvioimiseksi käytettiin standardoitua, submaksimaalista 2-km Kävelytestiä (UKK Instituutti, Tampere, Suomi). Testi suoritettiin kävelemällä reippaasti 2 km tasaisella, merkatulla radalla. Lämmittelyksi tutkittavat kävelivät ensin 400m hitaasti ja sen jälkeen 200 m

nopeasti. Viiden minuutin lämmittelyn jälkeen tutkittavat aloittivat testin satunnaisessa järjestyksessä. Ohjeistuksena oli kävellä kahden kilometrin matka mahdollisimman nopeasti. Syke mitattiin kävelyn aikana (Polar Electro Oy, Kempele). Sykelukema maaliviivalla merkattiin kävelysykkeeksi (Laukkanen ym. 2000, Rance ym. 2005).

2-km:n kävelytesti kuvaa melko tarkkaan maksimaalista hapenkulutusta (VO_{2max}) aktiivisilla seniori-ikäisillä naisilla. Suoritetuissa toistetuissa tutkimuksissa harjoittelulla ja oppimisella ei todettu olevan merkitsevää vaikutusta kävelytestin tulokseen. Kävelytesti on todettu reliaabeliksi sekä nuoremmilla aikuisilla että iäkkäämmillä henkilöillä (Laukkanen ym. 2000, Rance ym. 2005). Laukkanen ym. (2005) totesivat tutkimuksessaan 31-52 vuotiaiden 2 km:n kävelytestin olevan luokkien sisäisen korrelaation perusteella toistettavuudeltaan ja tarkkuudeltaan korkean, naisilla ICC = 0,91 ja miehillä ICC = 0,88. Iäkkäämmille henkilöille tehdyn 2 km:n kävelytestin perusteella Rance ym. (2005) raportoivat myös luokkien sisäisen korrelaation olevan toistettavuudeltaan ja tarkkuudeltaan korkean, 55-63 vuotiailla ICC = 0,87.

8.5.4 Isometrinen maksimaalinen polvenojennusvoima

Maksimaalista isometristä polvenojennusvoimaa mitattiin molemmista jaloista käyttämällä tietokoneeseen yhdistettyä voimatuolia (Good Strength, Metitur Oy, Jyväskylä, Finland). Mittauksen aikana polvi oli asetettu 60° kulmaan täydestä ojennuksesta ja nilkka oli kiinnitetty vyöllä malleolin yläpuolelta voima-anturiin, joka mittasi suurimman tuotetun voiman newtoneina (N). Tutkittavan pysyminen tuolissa varmistettiin lantion ympäri kiinnitetyllä vyöllä. Testiin totuttautumisen jälkeen tutkittavia kehoitettiin tuottamaan maksimaalinen polvenojennusvoima mahdollisimman nopeasti. Testin aikana suoritukseen ei kannustettu. Tutkittavat suorittivat neljä maksimaalista polvenojennusta, suoritusten välissä oli 30 sekunnin tauko. Paras tulos otettiin huomioon.

Heinonen ym (1994) ovat tutkimuksessaan raportoineet isometrisen voimatestauksen mittausmenetelmän toistettavuudeltaan korkeaksi ICC = 0,90. Viljanen ym. (1989) tutkimuksen mukaan nuoremmilla henkilöillä fyysinen aktiivisuus, motivaatio ja yleinen fyysinen kunto ovat paremmat ja siksi testi on heidän kohdallaan toistettavuudeltaan parempi kuin vanhemmilla henkilöillä.

8.5.5 WOMAC

Subjektiiivista polvikipua, jäykkyyttä ja itsearvioitua fyysistä toimintakykyä arvioitiin Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index/WOMAC®-indeksillä. Testiä on validioitu parin vuosikymmenen ajan ja se on saavuttanut tieteellisen näytön maailmanlaajuisesti. Testi on ominaisuuksiltaan hyvä ja se on yksinkertainen käyttää (Soininen ym. 2008).

Testissä fyysistä toimintakykyä, kipua ja jäykkyyttä voidaan arvioida Likertin asteikolla, kipujanalla (Visual Analogue Scale, VAS) sekä numeerisesti (Bellamy ym. 2009). Soininen ym. (2008) on todennut tutkimuksessaan Suomalaisen käännöksen WOMAC®-kyselystä olevan validi ja käyttökelpoinen osteoartroosin kuntoutuksessa ja hoidossa.

LuRu- tutkimuksessa käytettiin ns. normalisoitua WOMAC®- indeksiä (Normalized WOMAC® Score), laskemalla ensin kivun (min 0, max 500), jäykkyyden (min 0 max 200) ja fyysisen toimintakyvyn (min 0 max 1700) raakapisteet yhteen. Tämän jälkeen pisteet skaalattiin vertailukelpoisiksi kertoimilla: kipu=0.5, jäykkyys=1.25, fyysinen toimintakyky=0.059 asteikolle 0-100 (www.auscan.org/womac/womac_userguide.htm).

9. TILASTOLLISET MENETELMÄT

Tulokset analysoitiin SPSS-ohjelmalla (SPSS Statistics 19.0 for Windows XP). Ryhmien kuvailevina tietoina annettiin alkuvaiheen keskiarvot ja keskihajonnat. Ryhmien välisten alkuvaiheen adjustoitujen erojen sekä affektoituneen ja ei-affektoituneen puolen erojen selvittämiseen käytettiin riippumattomien muuttujien t-testiä. Adjustoitujen erojen kovariaatteina käytettiin alkutilanteen arvoja paino, pituus ja ikä. Ryhmien sisäisten muutosten vertailussa käytettiin parittaisten muuttujien t-testiä. Kovarianssianalyysillä (ANCOVA) analysoitiin harjoittelun absoluuttisia ja adjustoituja vaikutuksia luumuuttujiin sekä fyysisen suorituskyvyn osatekijöihin ryhmien välillä. Ryhmien eroja affektoituneen ja ei-affektoituneen puolen välillä verraten niitä alkuvaiheen mittauksiin. Tilastollisen merkitsevyyden rajana käytettiin p-arvoa < 0.05 .

10. TULOKSET

Alkutilanteessa ryhmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja taustamuuttujissa muilta osin kuin pituuden suhteen ($p=0.0086$). Alkutilanteen muuttujat on kuvattu Taulukossa 2. Välittömästi satunnaistamisen jälkeen kaksi harjoitusryhmäläistä jättäytyi pois tutkimuksesta ja myöhemmässä vaiheessa kaksi tutkittavaa keskeytti osallistumisensa.

Taulukko 2. Harjoitus- ja Kontrolliryhmän tunnusluvut alkutilanteessa (ka, SD).

Muuttuja	Harjoitusryhmä (N=38)	Kontrolliryhmä (N=40)	P-arvo
Ikä (v)	58 (4)	59 (4)	0.36
Pituus (cm)	165 (6)	161 (5)	0.0086
Paino (kg)	73.4 (9.4)	69.4 (11.7)	0.093
BMI (kg/m²)	27.1 (3.1)	26.7 (4.2)	0.65
Menopausi (v)	9 (6)	9 (5)	0.84
HRT, n (%)*	19 (50)	12 (30)	0.071
Ravintolisät			
Kalsium, n (%)	15 (39)	19 (47)	
mg/vrk, (Md, IQR)**	500 (500, 500)	500 (500, 500)	0.47
D-vitamiini, n (%)	19 (50)	16 (41)	
mg/vrk, (Md, IQR)**	10 (5, 10)	10 (9, 12)	0.43
K/L aste, n (%)			
aste 1	12 (32)	13 (32)	
aste 2	26 (68)	27 (68)	
Oikea/vasen polvi parempi K/L luokka, n(%)	25/13 (66/34)	26/14 (65/35)	
Polvikipu, VAS (mm)	10 (13)	10 (13)	0.90
WOMAC (100 mm)			0.58
Kipu	8 (9)	6 (6)	
Jäykkyys	10 (13)	9 (9)	
Fyysinen toimintakyky	5 (6)	4 (4)	
Liikunta-aktiivisuus, METH/viikko	18.1 (13.1)	18.9 (17.2)	0.82

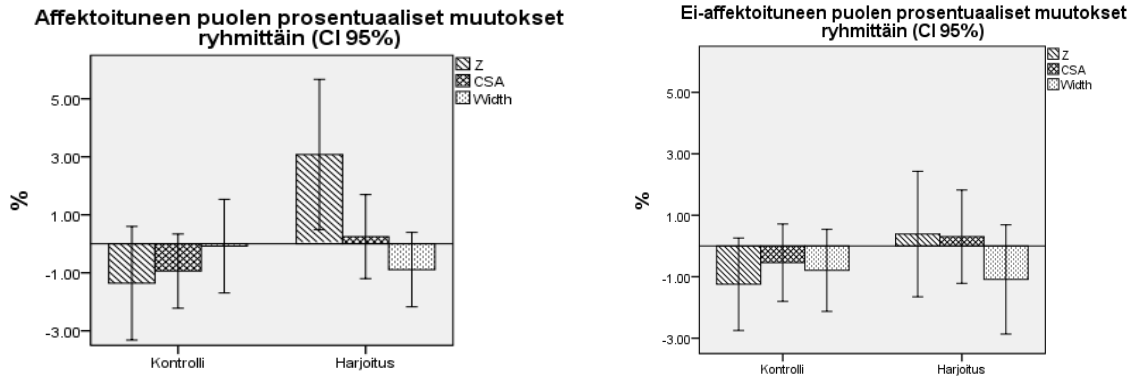
*Hormonikorvaushoito

**Vaihteluväli

Luumuuttujien prosentuaaliset muutokset on esitetty Kuvassa 11. Harjoitusintervention vaikutukset oli nähtävissä harjoitusryhmällä sekä affektoituneella että ei-affektoituneella puolella Z:ssa ja CSA:ssa. W:ssä ei sen sijaan havaittu positiivisia muutoksia.

a)

b)



Kuva 11. Prosentuaaliset muutokset luumuuttujissa a) affektoituneella ja b) ei-affektoituneella puolella (CI 95%).

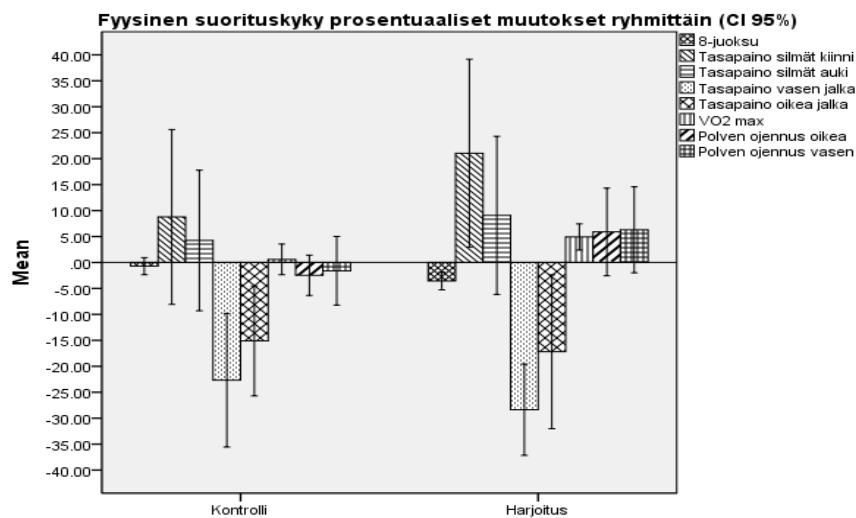
(Z = taivutusvastus, CSA = poikkipinta-ala, W = luukalvon alainen leveys)

Harjoitteluryhmä paransi affektoituneen puolen reisiluun kaulan taivutusvastuksen indeksiä 2,8 %. Harjoitteluryhmän ja kontrolliryhmän välinen ero affektoituneen puolen reisiluun kaulan taivutusvastuksen indeksissä (Z) 4,2 % ($p=0.018$). Harjoitteluryhmän ero kontrolliryhmään oli luun poikkipinta-alassa (CSA) +1,1 % ($p=0.074$) ja leveydessä (W) +1.2 % ($p=0.471$), erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Ei-affektoituneella puolella harjoitteluryhmän adjustoitu luun taivutusvastuksen indeksi oli (Z) 1.9 % ($p=0.157$), luun poikkipinta-ala (CSA) +0.9 % ($p=0.114$) ja leveys (W) +1,9 % ($p=0.551$) verrattuna kontrolliryhmään. Erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä (Taulukko 3).

Taulukko 3. Ryhmien väliset erot alkutilanteen ja 12 kk:n kohdalla absoluuttisille sekä sekä adjustoiduille (ikä, pituus, paino) luumuuttuja-arvoille luun taivutusvastus (Z), luun poikkipinta-ala(CSA) ja luukalvon alainen leveys (W).

Ryhmien väliset erot luumuuttujissa				
Luumuuttujat	Harjoitteluryhmä	Kontrolliryhmä	Hoidon vaikutus ^a	
	(n=36) KA SD Alku	(n=40) KA SD Alku	Keskimääräinen ero (95 % CI) adjustoiduille	P-arvo adjustoiduille arvoille
Affektoitunut				
reisiluun kaula				
Z, mm ³	640 (146)	609 (109)	23 (4 - 40)	0,018
CSA, mm ²	153 (24)	143 (20)	3 (0 - 5)	0,074
W, mm	49,2 (4,2)	48,9 (4,8)	0,4 (-0,7 - 1,4)	0,471
Nonaffektoitunut				
reisiluun kaula				
Z, mm ³	628 (123)	611 (106)	11 (-4 - 26)	0,157
CSA, mm ²	149 (21)	142 (20)	2 (0 - 5)	0,114
W, mm	49,3 (4,0)	48,9 (4,9)	0,3 (-1,2 - 0,7)	0,551

Fyysisen suorituskyvyn testien prosentuaalisia muutoksia tarkasteltaessa harjoitusryhmä paransi staattista tasapainoa silmät avoinna ja suljettuina, maksimaalista hapenottokykyä sekä polvenojennusvoimaa oikealla ja vasemmalla puolella (Kuva 12.) Kontrolliryhmä paransi fyysisen suorituskyvyn testeistä staattista tasapainoa silmät avoinna ja suljettuina sekä maksimaalista hapenottokykyä.



Kuva 12. Prosentuaaliset muutokset ryhmittäin fyysisen suorituskyvyn muuttujissa (CI 95%).

Toissijaisissa suorituskykyä mittaavissa muuttujissa tilastollisesti merkitseviä muutoksia tapahtui ryhmien välillä dynaamisessa tasapainossa sekä maksimaalisessa hapenkulutuksessa ($VO_2\max$). Harjoitteluryhmä paransi dynaamista tasapainoa 2,9 % ($p=0.002$) ja maksimaalista hapenottoa ($VO_2\max$) 5.1 % ($p=0.023$) enemmän kuin kontrolliryhmä. Harjoitteluryhmän muutos staattisessa tasapainossa oli silmät avoinna 6,6 %, silmät suljettuina 5,8 %, yhden jalan tasapainossa oikealla 6,7 % ja vasemmalla 32,9 %, polvenojennusvoimassa oikealla 0,5 % ja vasemmalla 0,2 % enemmän kuin kontrolliryhmällä. Lisäksi WOMAC pisteet alenivat harjoitusryhmällä 1,1 % enemmän kuin kontrolliryhmällä. Ryhmien väliset erot näissä eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä (Taulukko 4).

Taulukko 4. Ryhmien väliset adjustoidut erot (ikä, pituus, paino) fyysisen suorituskyvyn testeissä ja WOMAC- indeksissä alkutilanteessa ja 12 kuukauden seurannassa.

Fyysisen suorituskyvyn testit ^a ja WOMAC									
Muuttuja			Harjoitteluryhmä		Kontrolliryhmä		Muutos 12 kk		
			Alku KA (SD)	12kk KA (SD)	Alku KA (SD)	12 kk KA (SD)	Δ 95 % CI	p	
^a	Dynaaminen tasapaino (8- juoksu)		17,0 (1,5)	16,3 (1,4)	17,4 (2,7)	17,2 (2,4)	0,7 (-0,3 - 1,1)	0,002	
j u	Staattinen tasapaino	jalka	oikea	108 (146)	60 (33)	105 (79)	65 (28)	9 (-7 - 20)	0,255
			vasen	125 (250)	59 (24)	83 (36)	67 (34)	11 (-4 - 26)	0,173
		sil- mät	auki	6,4 (2,9)	7,0 (2,9)	8,5 (5,6)	8,3 (5,5)	0,5 (-1,1 - 2,5)	0,555
			kiinni	10,9 (6,3)	11,2 (7,0)	14,9 (10,7)	14,5 (9,5)	0,2 (-1,8 - 2,2)	0,873
	$SVO_2\max$		29,5 (3,3)	30,9 (3,5)	28,3 (6,5)	28,4 (6,9)	1,3 (-0,2 - 2,2)	0,023	
t o	Isometrinen polven ojennusvoima	oik.	407(102)	419 (90)	420 (75)	406 (58)	22 (-5 - 47)	0,088	
		vas.	399(97)	412 (76)	416 (74)	402 (53)	28 (-1 - 58)	0,061	
	WOMAC		7,5 (8,2)	5,2 (9,7)	6,3 (6,0)	6,4 (9,8)	1,6 (-3,1 - 5,8)	0,512	

* ^a adjustoidut arvot

11. POHDINTA

Tutkimus osoitti 12 kuukautta kestäneen satunnaistetun, kontrolloidun, kovatehoisen harjoitteluintervention parantavan reisiluun kaulan rakenteellisia ominaisuuksia (Z, CSA ja W) postmenopausaalisilla naisilla, joilla oli lievä polven osteoartrioosi. Tutkimuksen mukaan harjoituksen vaikutuksesta eniten lisääntyi affektoituneen puolen luun taivutusvastuksen indeksi (Z). Tämä osoitti luun parantunutta kykyä vastustaa siihen kohdistuvaa puristus- ja taivutuskuormitusta. Luun poikkipinta-ala (CSA) ja luun leveys (W) eivät muuttuneet tilastollisesti merkitsevästi, mutta tutkimustulosten mukaan niissä oli havaittavissa kuitenkin positiivisia muutoksia.

Tulos oli samansuuntainen Heinonen ym. (2012) tekemän tuoreen tutkimuksen kanssa, jossa tutkittiin harjoituksen vaikutuksia postmenopausaalisilla naisilla 18- kuukautta kestäneessä harjoitusinterventiossa. Tämän tutkimuksen tulokset yhtenivät Heinonen ym. (2012) tutkimuksen tuloksiin, jossa kortikaalisen luunseinämän paksuus vastasi parhaiten harjoituksen kuormitukseen ja oli siten vastuussa luun rakenteellisen vahvuuden lisääntymisestä. Lisäksi tämän tutkimuksen mukaan kovatehoisella harjoittelulla oli vaikutuksia kaatumisen riskitekijöihin, kuten dynaamiseen ja staattiseen tasapainoon, alaraajojen lihasvoimaan sekä hengitys-verenkiertoelimistön kuntoon. Tutkimus antaa viitteitä siitä, että harjoittelulla saattaisi olla positiivista vaikutusta koettuun polvikipuun ja jäykkyyteen sekä se saattaisi näin ollen parantaa toimintakykyä. Tutkimuksen tulosten perusteella harjoittelusta saattaisi olla hyötyä ehkäistäessä luun rakenteellista ja geometristä heikkenemistä sekä kaatumisen riskitekijöitä.

Heinonen ym. (2012) tekemässä tutkimuksessa todettiin harjoittelun aikaansaamien luuhyötyjen katoavan tilastollisesti pidemmällä aikavälillä. Tästä huolimatta liikunnan hyöty ja sen mukanaan tuomat harjoitusvaikutukset näyttivät säilyvän selvänä vielä vuosien päästä

harjoitusintervention päättymisestä. Millä harjoitusmäärillä ja -intensiteetillä tämä saavutettu harjoitusvaikutus säilyy, tulisi vielä jatkossa tutkia.

Myös Bailey ym. (2010) ja Karinkanta ym. (2007) osoittivat tämän tutkimuksen kanssa yhteneviä tuloksia, joiden mukaan liikunnalla oli suotuisia vaikutuksia reisiluun kaulan rakenteeseen ja lujuuteen. Bailey ym. (2010) tutkimuksen mukaan vähintään puoli vuotta kestävä, päivittäinen, lyhytkestoinen, iskutyypinen harjoittelu lisäsi reisiluun kaulan mineraalitiheyttä lähes kaksi prosenttia. Tutkimuksessa kuormituksen intensiteettiä mitattiin toispuoleisesti kontaktivoima-anturilla ja intensiteettiä lisättiin kasvattamalla hyppykorkeutta. Lihastoiminnan aiheuttamalla väännöillä ja paineella saatiin aikaiseksi suurimmat kuormitukset luustolle. Tämä selittyi sillä, että etenkin pitkien luiden synnyttämät vipuvarret lisäsivät lihastyön luihin kohdistamaa dynaamista kuormitusta. Mitä rivakampaa ja nopeampaa liike oli, sitä suuremmat voimat luustoon kohdistuivat.

Basse ym. (1998) ja Heinonen ym. (1996) totesivat pre- ja postmenopausaalisille naisille tekemässään tutkimuksessa, että pystysuora hyppyharjoittelu lisäsi femoraalista luun mineraalitiheyttä merkitsevästi premenopausaalisilla naisilla. Huolimatta siitä, että proksimaalisen reisiluun mineraalitiheys alkaa vähentyä muita alueita enemmän jo ennen menopaussia, mineraalitiheyden lisääntyminen reisiluun kaulassa ja trochanterin alueella on kovatehoisella harjoittelulla mahdollista. Welsh & Rutherford (1996) totesivat tutkimuksessaan, että kovatehoinen aerobic harjoittelu saattoi jopa pysäyttää iän mukanaan tuoman luun heikkenemisen ja lihasvoiman alenemisen postmenopausaalisilla naisilla ja yli 50-vuotiailla miehillä.

Bailey & Brooke-Wawell (2010) mukaan säännöllisellä harjoittelulla voitiin parantaa luun mineraalipitoisuutta sekä hermo-lihasjärjestelmän toimintaa. Karinkanta ym. (2007) tutkimuksen mukaan voima-, tasapaino-, ketteryyso- ja

hyppyharjoittelut ja etenkin niiden yhdistely vaikuttaisi positiivisesti vanhempien naishenkilöiden toimintakykyyn Toimintakyvyn paranemisella on heidän mukaansa vaikutusta luunmurtumien ehkäisyssä.

Lyhytkestoinenkin päivittäinen, kovatehoinen harjoittelu näytti riittävän reisiluun kaulan vahvistumiseksi. Luuston vahvistaminen edellyttää kuitenkin tavanomaisesta oleellisesti poikkeavaa ja riittävän suurta kuormitusta, kuten tämän tutkimuksen progressiivinen harjoitusinterventio osoittaa. Aikaisemmat tutkimukset osoittavat, että liikuntakuormituksen tulisi olla intensiteetiltään, toistuvuudeltaan, kestoltaan ja tyypiltään vaihtelevaa, jotta luun vahvistuisi (Barry & Kohrt 2008) ja postmenopausaalinen luun hävikki vähenisi (Martyn-St James & Carroll 2011). Muuttumaton liikuntakuormitus, kuten päivittäinen reipas kävely ei vahvista riittävästi reisiluun kaulan alueen luustoa (Kannus 2009b, 299-300). Myös riittävän pitkillä tauoilla tehokkaiden kuormitusjaksojen välillä on todettu olevan tehostavaa vaikutusta luiden mukautumiskyvylle (Batra ym. 2005).

Huolimatta siitä, että kovatehoinen liikunta parantaa luuston mineraalitiheyttä pre- ja postmenopausaalisilla naisilla, aikuisena tai iäkkäämpänä aloitetun liikunnan vaikutukset luuston mineraalitiheyteen ovat huomattavasti vähäisempiä (1–3 % vuodessa) kuin kasvuiässä aloitetun liikunnan (Nikander ym. 2010, Heinonen ym. 2012). Kuitenkin korkeita kuormitushuippuja, tavanomaisesta poikkeavia luunsisäisiä jännitteitä ja nopeita muodonmuutoksia tuottavalla liikunnalla ja progressiivisella voimaharjoittelulla vaikuttaisi olevan osteogeenisiä vaikutuksia. Liikunnalla ja muilla tekijöillä, kuten kalsiumilla ja estrogeeneilla, on myös potentiaalisia yhteisvaikutuksia (Karinkanta ym. 2007, Bailey & Brooke-Wavell 2010, Nikander ym. 2010).

Eettiseltä kannalta voidaan pohtia kovatehoiden harjoitusinterventio sopivuutta lievää nivelrikkoa sairastaville naisille. Käypä hoito- suosituksen mukaan nivelrikkoa sairastavien tulisi välttää runsaasti iskuja tai tärähdyksiä

sisältävää liikuntaa, jossa tulee nivelille suuri kuormitusta poikkeavissa asennoissa (Käypähoito- suositus: nivelrikko 2012). Tutkimuksen tulosten perusteella itse arvioitu polvikipu ja jäykkyys alenivat sekä toimintakykyhaitta väheni (WOMAC- pisteet) sekä harjoittelu- että kontrolliryhmässä. Ryhmien välinen ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä. Tutkimuksen tuloksissa WOMAC- pisteet alenivat molemmilla ryhmillä antaen viitteitä siitä, ettei kovatehoinen harjoittelu lisäisi polvikipua, jäykkyyttä eikä toimintakykyhaittaa.

Tässä tutkimuksessa myös toissijaisten muuttujien suhteen oli havaittavissa runsaasti positiivisia muutoksia. Dynaaminen tasapaino, maksimaalinen hapenottokyky sekä isometrinen polvenojennusvoima paranivat kaikki merkitsevästi. Tämä tulos on yhtenevä Karinkannan ym. (2007) tutkimuksen kanssa, jonka mukaan ikääntyneet naiset hyötyivät erityisesti harjoittelusta, joka yhdisti korkeatehoksen voimaharjoittelun tasapaino-, ketteryyss- ja hyppelyharjoitteita sisältävään liikuntaan. Lisääntyneen alaraajojen lihasvoiman ja parantuneen tasapainon lisäksi heidän oma arvionsa fyysisestä toimintakyvystä parani. Vähintään kahdesti viikossa harjoitelleilla oli ollut havaittavissa suotuisia luustovaikutuksia, joskin harjoittelun vaikutti ensisijaisesti kortikaaliseen luuhun hohkaluun sijaan. Terveet ikääntyneet naiset pystyivät parantamaan fyysistä suorituskykyään ja vähintäänkin säilyttivät hyvän fyysisen toimintakykynsä monipuolisen liikuntaharjoittelun avulla. Myös tämän tutkimuksen perusteella suotuisan harjoittelun avulla voitaisiin kenties siirtää ikääntymiseen liittyviä toimintakyvyn heikkenemisestä aiheutuvia haittoja ja ongelmia yhä myöhemmille ikävuosille.

Tutkimus vahvistaa tietoa siitä, että keski-ikänsä jälkeen luuliikunnan pääasiallinen tavoite on säilyttää jo saavutettu luun vahvuus. Siitä huolimatta kovatehoksen, progressiivisen, pitkäkestoisen liikuntaintervention vaikutuksia reisiluun kaulan rakenteeseen olisi hyvä tutkia lisää, jotta saataisiin lisää arvokasta tietoa siitä, millaisella fyysisen aktiivisuuden tasolla

tai millaisilla erikoisharjoitteilla luustoa voidaan vahvistaa ja siten myös ehkäistä lisääntyviä murtumia.

Tämän tutkimuksen vahvuutena voidaan pitää riittävän suurta tutkittavien joukkoa (n=76) sekä kohtuullisen pitkää harjoitusinterventioaika. Myös tutkimuksen uutuusarvo vahvisti tätä tutkimusta, sillä tulosten perusteella voidaan miettiä liikuntasuosituksia ikääntyneelle väestölle sekä tehdä johtopäätöksiä reisiluun kaulaa vahvistavan liikunnan laadusta ja määrästä. Tutkimuksen tulokset olivat samansuuntaisia aikaisempien, vastaavien tutkimusten kanssa.

Tämän tutkimuksen heikkoutena voidaan pitää DXA- skannausta, joka tuottaa kaksiulotteista dataa reisiluun ollessa kolmiulotteinen. Lisäksi skannausasennon vakioimisen epätarkkuus voi tuottaa väärän tulkinnan reisiluun kaulan mittasuhteista; HSA perustuu täysin luusta otettuun projektiokuvaan. Alueellisen luuntiheyden arvioinnissa saattaa tulla virheitä DXA- skannauksen karkean pikselikoon ja osittaisen volyymiefektin vuoksi, sillä nämä vaikeuttavat luun reunojen ja mittasuhteiden havaitsemista (Heinonen ym. 2012). On myös mahdollista, että tutkijan arvio ROI:n asettamisesta reisiluun kapeimmalle kohdalle on epätarkka, jolloin luumuutosten täyttä vaikutusta ei saada selville. Heinonen ym. (2012) mukaan DXA ei välttämättä ole ideaalinen luurakenteen mittaamisessa. Magneettinen resonanssikuvantaminen ja tietokonetomografia kuvantaminen olisivat heidän mukaansa paremmin soveltuvat laitteet.

12. JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän tutkimuksen tulokset osoittivat, että 12 kuukautta kestävä, kontrolloitu harjoitusinterventio paransi reisiluun kaulan rakenteellista ominaisuudesta eniten luun taivutusvastusta Z. Myös luun poikkipinta-alassa ja luukalvon alaisessa leveydessä havaittiin positiivisia muutoksia postmenopausaalisilla naisilla, joilla oli lievä osteoartroosi. Lisäksi kovatehoisella harjoittelulla oli positiivisia vaikutuksia kaatumisen riskitekijöihin, kuten tasapainoon, alaraajojen lihasvoimaan sekä sydän- ja verisuonielimistön kuntoon.

Tulosten perusteella kovatehoinen harjoittelu saattaisi olla hyödyllistä reisiluun kaulan rakenteellisen heikkenemisen ehkäisyssä sekä kaatumisalttiuden vähentämisessä. Tutkimus osoittaa myös sen, että polven nivelrikosta kärsivät henkilöt voivat toteuttaa intensiivistä ja kovatehoista harjoittelua luukadon ehkäisemiseksi ilman, että heidän oireensa pahenisivat. Luuston vahvistumisen kannalta harjoituksen tulisi olla progressiivista, kuormituksen tulisi sisältää iskuja, tärähdyksiä, värähdyksiä sekä nopeita kiertoja ja suunnanmuutoksia. Reisiluun kaulaa vahvistaa parhaiten epätyypillinen kuormitus, johon luusto ei ole tottunut. Lisäksi harjoittelun tulisi olla säännöllistä ja pitkäkestoista. Reisiluun kaulaa vahvistava liikunta on avainasemassa luun massan ja lujuuden ylläpitämisessä ja tämä puolestaan on tärkeää luukadon ja alati lisääntyvän murtumariskin ehkäisyssä.

LÄHTEET:

AHA II – Hip Strength Analysis. Version 8.0 Changes. Lunar Prodigy sähköinen ohjekirja. December 2003.

Alhava E, Viikari J. Luissa on muitakin sairauksia kuin osteoporoosi. *Duodecim* 2001;117:2163–4.

Andersson S, Välimäki M. Miehen osteoporoosi. *Duodecim* 2009;125(10):1109-16.

Bailey CA, Brooke-Wavell K. Optimum frequency of exercise for bone health: Randomised controlled trial of a high-impact unilateral intervention. *Bone* 2010;46:1043-49.

Baron R. General principles of bone biology. Teoksessa Favus MJ (toim.) *Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism*. The American Society for Bone and Mineral Research. 5th edition, 2003:1-8.

Barry DW, Kohrt W. Exercise and the Preservation of Bone Health. *Journal of cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention* 2008;28:153-62.

Bassey EJ, Rothwell MC, Littlewood JJ, Pye DW. Pre- and Postmenopausal Women Have Different Bone Mineral Density Responses to the Same High-Impact Exercise. *J Bone Miner Res* 1998;13(12):1805-13.

Beck T. Measuring the structural strength of bones with dual-energy X-ray absorptiometry: principles, technical limitations, and future possibilities. *Osteoporos Int* 2003;14(5):S81-S88.

Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW, Gopala UR. Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. *Invest Radiol*. 1990;25:6-18.

Bell KL, Loveridge N, Power J, Garrahan N, Meggitt BF, Reeve J. Regional Differences in Cortical Porosity in the Fractured Femoral Neck. *Bone* 1999;24(1):57-64.

Bellamy N, Wilson C, Hendrikz J, Whitehouse SL, Patel B, Dennison S, Davis T. Osteoarthritis Index delivered by mobile phone (m-WOMAC) is valid, reliable, and responsive. *Journal of Clinical Epidemiology* 2011;64(2):182-90.

Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, Bandinelli S, Benvenuti E, Ferrucci L, Baroni A, Rabuffetti M, Hallett M, Dambrosia JM, Stanhope SJ. Kinematic Characteristics of Standing Disequilibrium: Reliability and Validity of a Posturographic Protocol. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1999; 80:278-87.

Bilezikian JP, Raisz LG, Martin TJ. *Principles of Bone Biology*. British Library Cataloguing in Publication Data. 3th edition, 2008:1-8, 14-18.

Brouwer B, Culham EG, Liston RAL, Grant T. Normal variability of postural measures: Implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1998;30:131-7.

Carter ND, Khan KM, McKay HA, Petit MA, Waterman C, Heinonen A, Janssen PA, Donaldson MG, Mallinson A, Riddell L, Kruse K, Prior JC and Flicker L (2002): Community-based exercise program reduces risk factors for falls in 65- to 75-year-old women with osteoporosis: randomized controlled trial. *Cmaj* 2002;167:997-04.

Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson, PHF, Brys, P, Nus J, Dequeker, J. Assessment of the Strength of Proximal Femur In Vitro: Relationship to femoral Bone Mineral Density and Femoral Geometry. *Bone* 1997;20(3):213-8.

Cheng S, Sipilä S, Taaffe DR, Puolakka J, Suominen H. Change in Bone Mass Distribution Induced by Hormone Replacement Therapy and High-impact Physical Exercise in Post-menopausal Women. *Bone* 2002;31(1):126-35.

Cointry GR, Capozza RF, Negri AL, Roldán EJA, Ferretti JL. Biomechanical background for a noninvasive assessment of bone strength and musclebone interactions. *J Musculoskeletal Neuron Interact.* 2004;4:1-11.

Compston J. Bone Quality: What is it and How is it Measured? *Arq Bras Endocrinol Metab* 2006;50(4):579-85.

Crabtree NJ, Kroger H, Martin A, Pols HAP, Lorenc R, Nils J, Stepan JJ, Falch JA, Miazkowski T, Grasio S, Raptou P, Adams J, Collins A, Khaw K-T, Rushton N, Lunt M, Dixon AK, Reeve J. Improving risk assessment: Hip geometry, bone mineral distribution and bone strength in hip fracture cases and controls. The EPOS study. *Osteoporos Int* 2002;13:48-54.

Crabtree NJ, Leonard MB, Zemel BS. Dual-energy X-ray absorptiometry. Teoksessa Sawyer AJ, Bachrach LK, Fung EB (toim.) *Bone Densitometry In Growing Patients: Guidelines for Clinical Practice.* New Jersey: Humana Press, 2007:41-57.

Curb JD; Ceria-Ulep CD, Rodriguez BL, Grove J, Guralnik J, Willcox BJ, Donlon TA, Masaki KH, Chen R. Performance- Based Measures of Physical Function for High- Function Populations. *The American Geriatrics Society* 2006; 54(5):737- 42.

Currey JD. Bone Strength: what are we trying to measure? *Calcif Tissue Int.* 2001;68:205-10.

Dequeker J, Geusens P. Osteoporosis and arthritis. *Annals of the Rheumatic Disease* 1990;49:276-80.

Dequeker J, Luyten FP. Bone mass and osteoarthritis. *Clin Exp Rheumatol* 2000;18(21):S21-S26.

Dinçel VE, Şengelen M, Sepici V, Çavuşoğlu T, Sepici B. The Association of Proximal Femur Geometry with Hip Fracture Risk. *Clin Anat* 2008;21:575-80.

Einhorn TA. Bone Strength: The Bottom Line. *Calcif Tissue Int.* 1992;51:333-9.

El Maghraoui A, Roux C. DXA scanning in clinical practice. *Q J Med* 2008;101:605-17.

Era P, Schroll M, Ytting H, Gause-Nilsson I, Heikkinen E, Steen B. Postural Balance and Its Sensory-Motor Correlates in 75-Year-Old Men and Women: A Cross-National Comparative Study. *Journal of Gerontology* 1996;51A(2):M53-M63.

Frost HM. The role of changes in mechanical usage set points in the pathogenesis of osteoporosis. *J Pediatr.* 1992;7:253-61.

Frost HM. On Our Age-Related Bone Loss: Insights from a New Paradigm. *J Bone Miner Res* 1997a;12:1539-46.

Frost HM. Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view and explanation. *Bone* 1997b;20(3):183-89.

Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force Platform Measures for Evaluating Postural Control: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 1989;70: 510-17.

Griffith JF, Yeung DK, Antonio GE, Wong SY, Kwok TC, Woo J. Vertebral marrow fat content and diffusion and perfusion indexes in woman with varying bone density: MR evaluation. *Radiology* 2006;241:831-8.

Heinonen A, Mäntynen J, Kannus P, Uusi-Rasi K, Nikander R, Kontulainen S, Sievänen H. Effects of High-Impact Training in Premenopausal Women: A Hip Structural Analysis of an 18-Month Randomized Controlled Exercise Intervention with 3.5-Year Follow-Up. *Physiotherapy Canada* 2012, 64(1);98-105.

Heinonen A, Kannus P, Sievänen H, Oja P, Pasanen M, Rinne M, Uusi-Rasi K, Vuori I. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet* 1996;348:1343-7.

Heinonen A, Sievänen H, Viitasalo J, Pasanen M, Oja P, Vuori I. Reproducibility of computer measurement of maximal isometric strength and electromyography in sedentary middle-aged women. *Eur J Appl Physiol* 1994;68(4):310-314.

Heinonen A, Sievänen H, Kannus P, Oja P, Pasanen M, Vuori I. High-Impact Exercise and Bones of Growing Girls: A 9-Month Controlled Trial. *Osteoporosis Int.* 2000;11:1010–17.

Heliövaara M, Viikari-Juntura E, Alaranta H. Tuki- ja liikuntaelimestön sairauksien ja vammojen epidemiologia ja ehkäisy. Teoksessa Alaranta H, Pohjolainen T, Salminen J, Viikari-Juntura E (toim.) *Fysiatría*. 3.uudistettu painos. Helsinki: Duodecim, 2003:26-42.

Hind K, Gannon L, Whatley E, Cooke C, Truscott J. Bone cross-sectional geometry in male runners, gymnasts, swimmers and non-athletic controls: a hip-structural analysis study. *Eur J Appl Physiol* 2012;112(2):535-41.

http://www.auscan.org/womac/womac_userguide.htm

http://en.wikipedia.org/wiki/Cortical_bone

<http://www.livtherapy.eu/education/osteoporosis.html>

[http://www.suojaaluustosi.fi/luun peruskoostumus](http://www.suojaaluustosi.fi/luun_peruskoostumus)

Hourigan SR, Nitz JC, Brauer SG, O'Neill S, Wong J, Richardson CA. Positive effects of exercise on falls and fracture risk in osteopenic women. *Osteoporos Int* 2008;19:1077-86.

Huang C & Ogawa R. Mechanotransduction in bone repair and regeneration. *The FASEB Journal* 2010;24:3625-32.

Jurvelin J, Kröger H. Luuston mineraalitiheyden mittaaminen. Teoksessa Sovijärvi, A., Ahonen, A., Hartiala, J., Länsimies, E., Savolainen, S., Turjanmaa, V., Vanninen, E. (toim.) *Kliininen fysiologia*. Hämeenlinna: Duodecim, 2003 516-23.

Järvinen TLN, Kannus P, Sievänen H. Bone quality: Emperor's new clothes. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2008;8(1):2-9.

Kanis JA, Burlet N, Cooper C, Delmas PD, Reginster JY, Borgstrom F, Rizzoli R. European guidance for the diagnosis and management of osteoporosis in postmenopausal women. *Osteoporos Int* 2008;19:399-28.

Kannus P. Nivelrikko. Teoksessa Fogelholm M, Vuori I, Vasankari T, (toim.) *Terveysliikunta*. 2. painos. Helsinki: Duodecim, 2011a:161-65.

Kannus P. Osteoporoosi, kaatumiset ja murtumat. Teoksessa Vuori I, Taimela S, Kujala U (toim.). *Liikuntalääketiede*. 3.-5. painos. Helsinki: Duodecim, 2011b:297-02.

Kannus P. Osteoporoosi ja kaatumistapaturmat. Teoksessa Fogelholm M, Vuori I, Vasankari T, (toim.) *Terveysliikunta*. 2. painos. Helsinki: Duodecim, 2011c:155-60.

Kannus P, Parkkari J, Sievänen H, Heinonen A, Vuori I, Järvinen M. Epidemiology of hip fractures. *Bone (Suppl)* 1996;18(1):57-63

Kaptoge S, Dalzell N, Jakes RW, Wareham N, Day NE, Khaw KT, Beck TJ, Loveridge N, Reeve J. Hip section modulus, a measure of bending resistance, is more strongly related to reported physical activity than BMD. *Osteoporos Int* 2003;14:941-49.

Karinkanta S, Heinonen A, Sievänen H, Uusi-Rasi K, Pasanen M, Ojala K, Fogelholm M, Kannus P. A multi-component exercise regimen to prevent functional decline and bone fragility in home-dwelling elderly women: randomized, controlled trial. *Osteoporos Int* 2007;18:453-62.

Kauranen K. Motoriikan säätely ja motorinen oppiminen. Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu 167. Tampere: Tammerprint, 2011:263.

Kellgren JH. The epidemiology of chronic rheumatism. Atlas of standard radiographs of osteoarthritis. Philadelphia, PA: F.A. Davis G. 2. painos 1963:1-13.

Khan K, McKay H, Kannus P, Bailey D, Wark J & Bennel K. Physical activity and bone health. *Human Kinetics* 2001.

Kohrt W, Bloomfield SA, Little KD, Nelson ME, Yingling VR. American college of sports medicine position stand: Physical Activity and Bone Health. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(11):1985-96.

Koivumäki JEM, Thevenot J, Pulkkinen P, Kuhn V, Link TM, Eckstein F, Jämsä T. Cortical bone finite element models in the estimation of experimentally measured failure loads in the proximal femur. *Bone* 2012;51:737-40.

Kontulainen S, Sievänen H, Kannus P, Pasanen M, Vuori I. Effect of Long-Term Impact-Loading on Mass, Size, and Estimated Strength of Humerus and Radius of Female Racquet-Sports Players: A Peripheral Quantitative Computed Tomography Study Between Young and Old Starters and Controls. *J Bone Miner Res* 2002;17(12):2281-9.

Kuiper JW, van Kuijik C, Grashuis JL, Ederveen AG, Schutte HE. Accuracy and the influence of marrow fat on quantitative CT and dual-energy X-ray absorptiometry measurements of the femoral neck in vitro. *Osteoporos Int* 1996;6:25-30.

Käypä hoito -suositus. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Fysiatriryhdistyksen asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim, 2008 (viitattu 6.9.2012). Saatavilla Internetissä: www.käypähoito.fi

Käypä hoito- suositus. Polvi- ja lonkkanivelrikko. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Ortopediyhdistys ry:n asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim, 2012 (viitattu 29.11.2012). Saatavilla Internetissä: www.käypähoito.fi

Lamberg-Allard C, Laaksonen M, Simonen O. Luukudos. Teoksessa Laaksonen M (toim.) *Luusto lujaksi, osteoporoosi hallintaan*. 1997. Suomen Kuntourheiluliitto ry, Suomen Osteoporoosiyhdistys ry, UKK- instituutti.

Laukkanen RMT, Kukkonen-Harjula TK, Oja P, Pasanen E, Vuori IM. Prediction of Change in Maximal Aerobic Power by the 2-km Walk Test after Walking Training in Middle-Aged Adults. *Int J Sports Med* 2000;21:113-6.

Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics* 1996;11: 176-8.

Lee DC, Wren TAL, Gilsanz V. Correction of DXA pediatric bone mineral density measurements to account for fat inhomogeneity. *ASBMR* 2007;W514.

Lewiecki EM, Borges JLC. Bone density testing in clinical practice. Review article. *Arq Bras Endocrinol Metab* 2006;50(4):586-95.

Lohman TG, Chen Z. Dual-energy x-ray absorptiometry. Teoksessa Heymsfield SB, Lohman TG, Wang Z, Going SB. *Human body composition*, 2005, 69.

Loro L, Sayre J, Roe TF, Goran M, Kaufman FR, Gilsanz V. Early Identification of Children Predisposed to Low Peak Bone Mass and Osteoporosis Later in Life. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2000;85(10):3908-18.

Macdonald ym. 2008 McDonald HM, Kontulainen SA, Petit MA, Beck TJ, Khan KM, McKay HA. Does a novel school-based physical activity model benefit femoral neck bone strength in pre- and early pubertal children? *Osteoporos Int* 2008;19:1445-56.

MacKelvie KJ, Petit MA, Khan KM, Beck TJ, McKay HA. Bone mass and structure are enhanced following a 2-year randomized controlled trial of exercise in prepubertal boys. *Bone* 2004;34:755-64.

Maghraoui AEL, Roux C. DXA scanning in clinical practice. *Q J Med* 2008;101:605-17.

Marcus R, Bouxsein ML. The Nature of Osteoporosis. Teoksessa Marcus R, Feldman D, Nelson DA, Rosen CJ (toim.) *Fundamentals of Osteoporosis*. Elsevier Inc. 2010, 38.

Martyn-St James M, Carroll S. Meta-analysis of walking for preservation of bone mineral density in postmenopausal women. *Bone* 2008;43:521-31.

Mayhew PM, Thomas CD, Clement JG, Loveridge N, Beck TJ, Bonfield W, Burgayne CJ, Reeve J. Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk. *The Lancet* 2005;9(366):129-35.

Metitur Oy. 2003. Good Balance, Käyttäjän opas. Versio 2.59.

Miazkowski T, Pynka S, Noworyta-Ziętara M, Krzyżanowska-Świniarska B, Pikul R. Bone mineral density and hip structural analysis in type 1 diabetic men. *Eur J Endocrinol* 2007;156(1);123-7.

Mikkola T. Genetic and Environmental Contributions to Bone Structural Strength in Postmenopausal Women. University of Jyväskylä. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 2010;155.

Morgan EF, Barnes GL, Einhorn TA. The Bone Organ System: Form and Function. Teoksessa Marcus R, Feldman D, Nelson DA, Rosen CJ (toim.) *Fundamentals of Osteoporosis*. Elsevier Inc. 2010, 28-29.

Mundy GR, Chen D & Oyajobi BO. Bone remodeling. Teoksessa Favus MJ (toim.) *Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism*. The American Society for Bone and Mineral Research. 5th edition, 2003, 46-57.

Nienstedt W, Kallio S. Luut ja ytimet. Ihmiselimityö lyhyesti. 12. painos. Helsinki: WSOY, 2004.

Nikander R. Exercise Loading and Bone Structure. University of Jyväskylä. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 2009;136.

Nikander R, Kannus P, Dastidar P, Hannula M, Harrison L, Cervinka T, Narra NG, Aktour R, Arola T, Eskola H, Soimakallio S, Heinonen A, Hyttinen J, Sievänen H. Targeted exercises against hip fragility. *Osteoporosis Int.* 2009;20:1321-28.

Nikander R, Karinkanta S, Lepola V, Sievänen H. Luuliikunta: Lapsuudesta vanhuuteen – unohtamatta osteoporoosia sairastavia. Suomen Osteoporoosiliitto ry ja UKK-instituutti, 2006.

Nikander R, Sievänen H, Heinonen A, Daly RM, Uusi-Rasi K, Kannus P. Targeted exercise against osteoporosis: A systematic Review and meta-analysis for optimising bone strength throughout life. *BMC Medicine* 2010;8(47).

Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Törmäkangas T, Rantanen T. Force Platform Balance Measures as Predictors of Indoor and Outdoor Falls in Community-Dwelling Women Aged 63-76 Years. *Journal of Gerontology* 2008; 63A(2):171-8.

Petit MA, Beck TJ, Kontulainen SA. Examining the developing bone: What do we measure and how do we do it? *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2005;5(3):2213-24.

Petit MA, McKay HA, MacKelvie KJ, Heinonen A, Khan KM, Beck TJ. A Randomized School-Based Jumping Intervention Confers Site and Maturity-Specific Benefits on Bone Structural Properties in Girls: A Hip Structural Analysis Study. *J Bone Miner Res* 2002, 17(3):363–72.

Pikkarainen E. Bone Mineral Accrual in Physically Activate Girls. University of Turku. *Annales Universitatis Turkuensis*, Department of Medicine and Paavo Nurmi Centre 2008.

Poole KES, Mayhew PM, Rose CM, Brown JK, Bearcroft PJ, Loveridge N, Reeve J. Changing Structure of the Femoral Neck Across the Adult Female Lifespan. *J Bone Miner Res*. 2010; 25(3):482-91.

Rance M, Boussuge PY, Lazaar N, Bedu M, Van Praagh E, Dabonneville M, Duché P. Validity of a VO_{2max} Prediction Equation of the 2-km Walk Test in Female Seniors. *Int J Sports Med* 2005;26:453-6.

Rantalainen T. Neuromuscular Function and Bone Geometry and Strength in Aging. University of Jyväskylä. *Studies in Sport Education and Health* 2010;148.

Riggs B L, Melton L J: The prevention and treatment of osteoporosis. *N Engl J Med* 1992;327: 620-7.

Riggs BL, Melton LJ, Robb RA, Camp JJ, Atkinson EJ, McDaniel L, Amin S, Rouleau PA, Khosla SA. Population-Based Assessment of Rates of Bone Loss at Multiple Skeletal Sites: Evidence for Substantial Trabecular Bone Loss in Young Adult Women and Men. *J Bone Miner Res* 2008;24(2):205-14.

Riggs BL, Wahner HW, Seeman E, Offord KP, Dunn WL, Mazess RB, Johnson KAA, Melton LJ 3 III. Changes in Bone Mineral Density of the Proximal Femur and Spine with Aging. Differences Between The Postmenopausal And Senile Osteoporosis Syndromes. *J. Clin. Invest.* 1982;70(4):716-723.

Rinne M. Effects of Physical Activity, Spesific Exercise and Traumatic Brain Injury on Motor Abilities. Theoretical and Pragmatic Assessment. University of Jyväskylä. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 2011;154.

Ross MH, Romrell LJ, Kaye GI. Bone. Teoksessa Coryell PA (toim.) *Histology: a text and atlas*. Baltimore: Williams & Wilkins. 1995:150-87.

Rubin C, Judex S, Qin YX. Low-level mechanical signals and their potential as a non-pharmacological intervention for osteoporosis. *Age and Ageing* 2006;35:2ii32-ii36.

Rubin C, Rubin J. Biomechanics and Mechanobiology of Bone. Teoksessa Favus J. (toim.) Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism. 2006. American Society for Bone and Mineral Research, Washington DC, USA.

Ruff CB. Gracilization of the modern human skeleton. *Sci Am.* 2006;94:508-14.

Sale DG. Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exerc Sport Sci Rev* 1987;15:95-152.

Seeman E. Structural basis of growth-related gain and age-related loss of bone strength. *Rheumatology* 2008;47(4):2-8.

Seeman E. & Delmas P.D. Bone Quality – the material and structural basis of bone strength and fragility. *N Engl J Med* 2006;354:2250-61.

Sievänen H, Kannus P, Nieminen V, Heinonen A, Oja P, Vuori I. Estimation of Various Mechanical Characteristics of Human Bones Using Dual Energy X-Ray Absorptiometry: Methodology and Precision. *Bone* 1996;18(1):17-27.

Sihvonen S, Era P. Test-retest reliability of easy and more demanding balance tests in young, middle-aged and elderly participants. *Journal of Aging and Physical Activity* 1999;7:312-13.

Sihvonen SE, Sipilä S, Era PA. Changes in Postural Balance in Frail Elderly Women during a 4-Week Visual Feedback Training: A Randomized Controlled Trial. *Gerontology* 2004;50:87-95.

Soininen JV, Paavolainen PO, Grönblad MA, Kääpä EH. Validation study of a Finnish version of the Western Ontario and McMaster University osteoarthritis index. *Hip International* 2008;18(2):108-11.

Sund R. Lonkkamurtumien ilmaantuvuus Suomessa 1998–2002. *Duodecim* 2006;122:1085–91.

Swendsen OI, Hassager C, Skodt V, Christiansen C. Impact of soft tissue on in vivo accuracy of bone mineral measurements in the spine, hip, and forearm: a human cadaver study. *J Bone Miner Res* 1995;10:868-73.

Tegner Y, Lysholm J, Lysholm M, Gillquist J. A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior ligament injuries. *Am J Sports Med*,1986;14:156-59.

Turner CH. The biomechanics of hip fracture. *Lancet* 2005; 366:98-99.

Turner CH, Burr BD. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone* 1993;14:595-8.

Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduktion and funktional response of the skeleton to physical stress: The mechanisms and mechanics of bone adaptation. *Journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 1998;3(6):346-55.

Uusi-Rasi K, Kannus P, Cheng S, Sievänen H, Pasanen M, Heinonen A, Nenonen A, Halleen J, Fuerst T, Genant H, Vuori I. Effect of alendronate and exercise on bone and physical performance of postmenopausal women: a randomized controlled trial. *Bone* 2003;33:132-43.

Uusi-Rasi K, Sievänen H, Heinonen A, Beck TJ, Vuori I. Determinants of changes in bone mineral mass and femoral neck structure, and physical performance after menopause: a 9-year follow-up of initially peri-menopausal women. *Osteoporos Int* 2005;16:616-22.

van der Meulen MCH, Jepsen KJ, Mikić B. Understanding bone strength: size isn't everything. *Bone* 2001;29:101-4.

Weeks BK, Young CM, Beck BR. Eight Months of Regular In-School Jumping Improves Indices of Bone Strength in Adolescent Boys and Girls: The POWER PE Study. *J Bone Miner Res* 2008;23(7):1002-11.

Welsh L, Rutherford OM. Hip bone mineral density is improved by high-impact aerobic exercise in postmenopausal women and men over 50 years. *Eur J Appl Physiol* 1996;74:511-17.

Viljanen, T, Viitasalo JT, Kujala U. Isometric trunk extension and flexion strength of Finnish urban women and men aged 25-55 years. Teoksessa Telama R, Laakso L, Pieron M, Ruoppila I, Vihko V (toim) *Physical education and life-long physical activity*. Jyväskylä: Gummerus 1989:550-59.

Viljanen T, Viitasalo JT, Kujala UM. Strength characteristics of a healthy urban adult population. *Eur J Appl Physiol* 1991;63: 43-47.

Wolff J. *Das gesetz der transformation der knochen*. 1892. Berlin.

World Health Organization 1994. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO study group. *World Health Organization Technical Report Series* 8431-129.

Välimäki MJ. Osteoporoosi. Ajankohtaista lääkärin käsikirjasta. *Duodecim* 2010;126:2061-6.

Välimäki M, Alhava E, Aro H, Irjala K, Heinonen A, Hirvonen E, Jousilahti P, Kröger H, Lamberg-Allardt C, Malmivaara A, Mattila K, Mervaala E, Möttönen T, Salmela P, Salmi J, Salovaara K, Savolainen A, Suominen H, Tuppurainen M, Viikari J. Osteoporoosi. Käypä hoito. *Duodecim* 2007;123:1345-46.

Väänänen K, Kannisto M. Luun rakenne ja vanhenemismuutokset. Teoksessa Alaranta H, Pohjolainen T, Salminen J, Viikari-Juntura E (toim.) *Fysiatria*. 3.uudistettu painos. Helsinki: Duodecim 2003:201-211.

Yoshikawa T, Turner CH, Peacock M, Slemenda CW, Weawer CM, Teegarden D, Markwardt P, Burr DB. Geometric Structure of the Femoral Neck Measured Using Dual-Energy X-ray Absorptiometry. *J Bone Miner Res.* 1994;9(7):1053-64.

Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg. Am.* 1987;69:873-80.