

MET-TEKNIikka JA SEN VAIKUTUS
POLVINIVELLEN EKSTENSIOsuUNTAISEEN
LIKELAAJUUTEEN

Jukka Räsänen

Risto Santala

Aki Siimekselä

Opinnäytetyö
Elokuu 2012
Fysioterapian koulutusohjelma
Tampereen ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu
Fysioterapian koulutusohjelma

RÄSÄNEN JUKKA, SANTALA RISTO & SIIMEKSELÄ AKI:
MET-tekniikka ja sen vaikutus polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen

Opinnäytetyö 66 sivua, joista liitteitä 5 sivua
Elokuu 2012

MET-tekniikka (Muscle Energy Technique), eli lihasenergiatekniikka, on yleisesti käytössä oleva manuaalisen terapian muoto. Useat manuaalisen terapian ammattilaiset, esimerkiksi fysioterapeutit ja osteopaatit, käyttävät tätä tekniikkaa terapiatilanteidensa yhteydessä. MET-tekniikkaa voidaan hyödyntää muun muassa heikon lihaksen voimantuoton kehittämisessä sekä lyhentyneen myofaskiaalikuludoksen toimintapituuden normalisoinnissa ja tätä kautta nivelen liikelaajuuden kasvattamisessa.

Opinnäytetyö on teoreettinen kirjallisuuskatsaus. Siinä tarkasteltiin polvinivelen liikelaajuuteen vaikuttavia tekijöitä kirjallisuuteen pohjautuvan teoriaosuuden kautta. Lisäksi opinnäytetyö esittelee MET-tekniikan toimintaperiaatteet ja tämän hetken tietämykseen perustuvat oletetut toimintamekanismit. Opinnäytetyön tavoitteena oli lisätä tietoa suomen kielellä MET-tekniikasta ja sen vaikuttavuudesta. Opinnäytetyön tarkoituksena oli koota tutkimusnäyttöön perustuva kirjallisuuskatsaus ja selvittää, miten hamstring-lihasryhmään kohdennetulla MET-tekniikalla voidaan vaikuttaa polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen

Opinnäytetyötä varten tarkasteltiin eri tietokannoista hankittuja tutkimuksia. Pääasiallisesti käytettyjä tietokantoja olivat PubMed ja Science Direct. Opinnäytetyössä käytetyt tutkimusartikkelit käsittelivät MET-tekniikan vaikuttavuutta hamstring-lihasryhmään. Tutkimuksissa hamstring-lihasryhmän pituuden muutosta oli tutkittu polvinivelen ekstensiosuuntaisen liikelaajuuden lisääntymisenä. Tutkimukset olivat vertailevia tutkimuksia eri MET-tekniikan menetelmien vaikuttavuudesta tai erilaisten venytystekniikoiden vaikuttavuudesta polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuden lisääntymiseen.

Aiheesta tehdyt tutkimukset olivat laajuudeltaan vaihtelevia (N=8-54). Tutkimusten laadullisuus ja luotettavuus arvioitiin tutkimustapojen, mittaan ja mittarin perusteella. Tutkimuksista saadut astelukumuutokset asettuivat 2.8°- 43.10° välille. Tutkimustulosten perusteella voitiin todeta MET-tekniikan tuottavan merkittävän (P=0.0001-0.05) muutoksen polven ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen. Lisätutkimuksia tarvitaan selvittämään MET-tekniikan toimintamekanismit.

Asiasanat: MET-tekniikka, lihasenergiatekniikka, hamstring, polvinivel, ROM

ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu
Tampere University of Applied Sciences
Degree programme in Physiotherapy

RÄSÄNEN JUKKA, SANTALA RISTO & SIIMEKSELÄ AKI:
MET and its Effectiveness on Extensional Range of Motion of the Knee Joint

Bachelor's thesis 66 pages, appendices 5 pages
August 2012

Muscle Energy Technique (MET) is a commonly used form of manual therapy. For example osteopaths and physiotherapists use this technique in their practice to strengthen the weak muscle or normalize the length of shortened myofascial tissue to increase the joint's range of motion. The objective of this study was to gather information about MET and its effectiveness in Finnish.

This study is a theoretical review of literature. The information was gathered from research articles and widely from field-specific compositions. The research articles used in this thesis dealt with the effectiveness of MET allocated to the hamstring muscle group when the goal was to increase knee joint's extensional range of motion. This thesis introduces the factors affecting the knee joint's range of motion and the fundamentals of MET.

The research articles used in this study were of high-quality. The results revealed that MET has a significant impact on increasing the knee joint's extensional range on motion ($P < 0.0001 < 0.05$) and there was no disagreement between the findings. Further studies are needed to confirm the functional mechanism behind the effectiveness of MET.

Key words: muscle energy technique, MET, knee joint, hamstring

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	5
1.1 MET-tekniikka ja lihaksen pituus	5
1.2 Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tutkimuskysymykset	6
2 POLVINIVELEN RAKENNE JA TOIMINTA	9
3 LIKELAAJUUTEEN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ.....	12
3.1 Sidekudoksen ja faskian rakenne sekä toiminta	12
3.2 Neurofysiologiset tekijät: Golgin jänne-elin ja lihasspindeli	15
3.3 Poikkijuovaisen lihaksen rakenne	17
3.4 Lihastensio.....	19
3.5 Ikääntymisen vaikutus nivelten liikelaajuuteen	21
3.5 Lämpötila.....	21
3.6 Sukupuoli.....	23
3.7 Immobilisaatio, inaktiivisuus ja trauma	23
4 MET-TEKNIikka	25
4.1 MET-tekniikan määritelmä ja historia.....	25
4.2 MET-tekniikan ehdotetut toimintamekanismit	26
4.2.1 Neurofysiologiset relaksaatiomekanismit.....	27
4.2.2 Hypoalgnesia	29
4.2.3 Myofaskiaalisten rakenteiden muutokset.....	30
4.2.4 Muut tekijät.....	33
4.3 MET-tekniikan toteutusmuodot	34
4.4 MET-tekniikan menetelmät.....	35
4.5.1 Kontraktion ajallinen pituus.....	37
4.5.2 Kontraktion voimakkuus.....	38
4.5.3 Kontraktion jälkeisen venytyksen kesto	39
4.5.4 Kontraktioiden toistettavuus ja muut tekijät.....	41
5 HAMSTRING-LIHASRYHMÄÄN KOHDENNETUN MET-TEKNIIKAN VAIKUTUS POLVINIVELEN EKSTENSIOSUUNTAISEEN LIKELAAJUUTEEN	42
5.1 MET-tutkimukset	42
5.2 PNF-tutkimukset	43
6 JOHTOPÄÄTÖKSET	46
7 POHDINTA	50
LÄHTEET	52
LIITTEET	62
Liite 1. MET-tekniikka: tutkimusten suoritustavat	62
Liite 2. MET-tekniikka: tutkimustulokset	63
Liite 3. PNF-tekniikka: tutkimusten suoritustavat	64
Liite 4. PNF-tekniikka: tutkimustulokset	65
Liite 5. Lyhenteet	66

1 JOHDANTO

1.1 MET-tekniikka ja lihaksen pituus

Opinnäytetyömme aiheena on MET-tekniikka ja sen vaikutus polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen hamstring-lihasryhmään kohdennettuna. Valitsimme tämän opinnäytetyömme aiheeksi, koska koulutusohjelmassamme ei tuoda esille MET-tekniikkaa. Tämän vuoksi halusimme perehtyä aiheeseen ja tehdä siitä kattavan kirjallisuuskatsauksen.

MET-tekniikka, toisin sanoen lihasenergiatekniikka, on yleisesti käytössä oleva manuaalisen terapian muoto. MET-tekniikalla tarkoitetaan asiakkaan/potilaan aktiivisesti tuottamaa lihaskontraktiota, jolla pyritään vaikuttamaan haluttuihin tekijöihin (esimerkiksi heikkojen lihasten vahvistamiseen tai lyhentyneiden lihasten ja lihaskalvojen venyttämiseen). MET-tekniikkaa hyödynnetään pääasiassa fysioterapeuttien ja osteopaattien keskuudessa ja keskeisinä hoitotavoitteina on parantaa heikon lihaksen voimantuottoa sekä lyhentyneen lihaksen venyvyyttä ja tätä kautta nivelen liikkuvuutta.

MET-tekniikasta löytyy huomattava määrä kirjallisuutta sekä tutkimustietoon pohjautuvaa materiaalia. MET-tekniikan yksi yleisimmistä käyttötarkoituksista on parantaa nivelen liikelaajuutta (ROM). Kyseisestä aiheesta löytyy tutkimuksia useisiin eri niveliin kohdistettuna, mutta yleisimpänä tutkimuskohteena on ollut hamstring-lihasryhmään kohdennetun MET-tekniikan vaikutus polvinivelen liikelaajuuteen. Hamstring-lihasryhmään kohdennettuja ja lonkkanivelen fleksiosuuntaiseen liikkeeseen kohdennettuja tutkimuksia löytyy myös runsas määrä (Gribble ym. 1999, 195-208; Klein ym. 2002, 476-488; Schuback ym. 2004, 151-157; Chen ym. 2009, 196-201; Fasen ym. 2009, 660-667; Gonzàles-Ravè ym. 2012, 47-51; Miyahara ym. 2012; Zakaria ym. 2012, 23-26), mutta rajasimme aiheen käsittelemään pelkästään polviniveltä sekä sen ekstensiosuuntaista liikelaajuutta. Näiden tutkimustietojen pohjalta sekä kirjallisuudesta saatavien tietojen kautta tarkoituksenamme on koota osaltaan kattava katsaus MET-tekniikoiden vaikuttavuudesta polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen.

MET-tekniikoiden pohjustavaan teoriaosuuteen on liitetty tutkimuksia, jotka ovat suoritettu PNF-nimikkeen alla. MET-tekniikoihin liittyvässä kirjallisuudessa sekä tutkimuksissa (Ballantyne ym. 2003, 59–63; Chaitow 2006, 4-89; Fryer 2006, 110–129; Fryer & Fossum 2010, 221, 225) usein verrataan PNF sekä MET-tekniikoita toisiinsa, johtuen osittain samoista suoritustekniikoista (CR-, ACR- ja CRAC-tekniikat) sekä yhtenevistä neurofysiologisista vaikutuksista (Alter 2004, 173). MET-tekniikan sekä PNF-venytystekniikan suurin eroavaisuus löytyy suositellusta kontraktion voimakkuudesta; MET-tekniikan suositeltu kontraktiovoimakkuus on noin 20–25% maksimaalisesta kontraktiovoimakkuudesta, kun PNF-tekniikassa käytetään yleensä maksimaalista kontraktiota. (Alter 2004, 173; Chaitow 2006, 4; Ylinen 2008, 68). MET-tekniikan variaatioihin kuitenkin luetaan myös maksimaaliset kontraktiot (Chaitow 2006, 91). Näistä syistä johtuen työmme käsittelee osittain myös PNF-tekniikan nimikkeen alla olevia tutkimuksia. Varsinaiset aiheeseemme liittyvät tutkimukset olemme kuitenkin tarkasti rajanneet suoritustavan mukaisesti. Rajauksen olemme suorittaneet kohdassa 4.5 esitettyjen MET-tekniikan suorittamiseen liittyvien ohjeiden mukaisesti.

1.2 Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tutkimuskysymykset

Opinnäytetyömme tavoitteena on lisätä tietoa suomen kielellä MET-tekniikoista. Tarkoituksenamme on koota tutkimusnäyttöön perustuva kirjallisuuskatsaus ja selvittää, miten hamstring-lihasryhmään kohdennetulla MET-tekniikalla voidaan vaikuttaa polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen. Opinnäytetyömme yhtenä tarkoituksena on myös lisätä tietoutta manuaalisen terapian ammattilaisten ja –opiskelijoiden keskuudessa MET-tekniikoiden toteuttamisen ja hyödyllisyyden suhteen.

Pyrimme vastaamaan opinnäytetyössämme seuraaviin tutkimuskysymyksiin:

1. Mitä MET-tekniikka on ja mitkä ovat sen oletetut toimintamekanismit?
2. Millaisia tuloksia hamstring-lihasryhmään kohdennetuilla MET-tekniikoilla on saavutettu polvinivelen ekstensiosuuntaisen liikelaajuuden suhteen?
3. Millä tavoin suoritetuilla hamstring-lihasryhmään kohdennetuilla MET-tekniikoilla on saavutettu parhaimmat tulokset polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen?

1.3 Opinnäytetyön toteutus

Tutkimusaineistosta suurin osa löytyi PubMed:stä ja Science Direct:stä, jotka ovat keskeisiä tietokantoja tieteellisten tutkimusten hakemisessa. Haimme tietoa myös erilaisten yhdistysten internetsivustojen kautta (esim. International Journal of Osteopathic Medicine ja Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy) ja käytimme aiheeseen liittyvää kirjallisuutta. Otimme yhteyttä sähköpostitse suoraan alan johtaviin tutkijoihin, kuten professori Gary Fryeriin ja Leon Chaitowiin, joilta saimme uusia tutkimuksia aiheeseen liittyen.

Hakusanoina käytimme mm. muscle energy technique, muscle energy technique AND hamstring, contract-relax ja PNF-stretching. Hakuja laajennettiin näillä hakusanoilla löydettyjen artikkeleiden "related articles" haulla. Hakusanat olivat englanniksi, koska aiheesta ei löytynyt suomenkielisiä artikkeleita. Hakusanoina käytimme myös keskeisten tutkijoiden nimiä, kuten Chaitow Leon, Fryer Gary. Osan lähdemateriaaleista löysimme aiheeseen liittyvän kirjallisuuden (mm. Chaitow 2006, Fryer 2010) sekä tutkimusten (mm. Ballantyne 2002, Shadmehr 2009) teoriaosuuksista. Valitsimme lähdemateriaaleiksemme tutkimukset, joista löytyi tietoa tutkimuskysymyksiimme liittyen. Etsimme tutkimustietoa erityisesti MET-tekniikoiden vaikutuksista polvinivelen liikelaajuuteen.

Tutkimusten luotettavuus oli tärkeää huomioida lähdevalinnoissa, jotta opinnäytteestä tulisi myös luotettava. Tiedon arviointi ja valintakriteereinä käytimme Pirkanmaan ammattikorkeakoulun julkaisusarja C:n oppimateriaalia Mission: Possible, Opas opinnäytetyön tekijälle (Koivula ym. 2002, 74-75). Lisäksi huomioimme tutkimusten suoritustavan, suorittajan ja käytetyn mittarin luotettavuuden (Koivula ym. 2002, 28-30).

Varsinaiset aiheitamme käsittelevät tutkimukset rajasimme tutkimuksissa esitettyjen yksityiskohtaisten tietojen sekä vuosiluvun (>2000) avulla. Tutkimusten pääkriteerinä oli MET-tekniikan (tai MET-tekniikoiden variaatioihin luettavan PNF-tekniikan) suoritus hamstring-lihasryhmään, sekä mittauskohteena polvinivelen joko passiivinen tai aktiivinen ekstensiotesti. Tutkimuksien luotettavuuden varmensimme tutkimuksissa suoritettujen mittausapojen sekä mittaajien suhteen. Tutkimuksissa otimme huomioon mm. mittaustilanteissa suoritettujen virhetilanteiden minimoinnin (tutkittavan riittävä

kiinnitys alustaan), luotettavan mittausvälineen sekä tutkijan tai tukijaa avustaneen ammattihenkilön pätevyyden. Tutkimuksien laadullisuuden varmensimme myös varsinaisen tutkimusprotokollan mukaan. Tutkimusten suorittajat olivat tutkimuksissa esitettyjen tietojen perusteella vastanneet MET-tekniikan tunnuskuoreita.

Opinnäytetyössämme käsittelemme luvuissa kaksi ja kolme polvinivelen rakenteen, toiminnan ja yleisesti liikelaajuuteen vaikuttavia tekijöitä. Kolmannessa luvussa esittämämme asiat pohjustavat lukua neljä. Luvuissa 4.1 ja 4.2 vastaamme ensimmäiseen tutkimuskysymykseen. Luvussa 4.1 esittelemme kirjallisuuteen perustuen MET-tekniikan määritelmän ja historian. Tämän jälkeen paneudumme luvussa 4.2 MET-tekniikoiden mekanismeihin, toimintatapoihin, erilaisiin toteutusmuotoihin ja -menetelmiin. Viidennessä luvussa tuomme esille MET-tekniikoiden vaikuttavuuden polvinivelen ekstensiosuuntaisen liikelaajuuden lisäämisessä ja vastaamme siinä toiseen tutkimuskysymykseen. Kolmanteen tutkimuskysymykseen vastaamme luvuissa viisi ja kuusi. Lisäksi pohdimme kuudennessa luvussa niitä tekijöitä, jotka ovat MET-tekniikoiden vaikuttavuuden taustalla. Opinnäytetyössämme käytetyt lyhenteet tuodaan esille liitteessä viisi.

2 POLVINIVELEN RAKENNE JA TOIMINTA

Polvinivel ymmärretään yleensä sääri- ja reisiluun välisenä nivelenä (tibiofemoraalinivel), mutta rakenteellisesti se koostuu kolmesta eri nivelestä, jotka ovat lateraalinen ja mediaalinen tibiofemoraalinivel sekä patellofemoraalinivel (Schuenke ym., 2006, 390; Tortora 2012, 316). Superiorinen tibiofibulaarinivel luetaan joissain lähteissä polvinivelkompleksiin kuuluvaksi niveleksi (Hamill ym. 2009, 209), mutta kyseinen nivel on polvinivelen nivelkapselin ulkopuolella sekä toiminnallisesti yhteydessä nilkkanivelen toimintaan. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 393.) Polvinivel on pääasiassa sarananivel, joka mahdollistaa fleksio – ekstensio- suuntaisen liikkeen (Kapandji 1997, 72). Lisäksi polvinivelessä voi tapahtua aktiivinen mediaali-, ja lateraalirotaatio polven ollessa fleksoituneena, sekä passiivinen abduktio ja adduktio (Hall 2012, 243–244). Opinnäytetyössämme käsittelemme polviniveltä kokonaisuutena sekä toiminnallisena rakenteena.

Polvinivelen liikelaajuuteen vaikuttaa lonkan sekä nilkan asento (Kapandji 1997, 78). Mikäli nivelen luiset rakenteet sekä nivelpintojen väliset linjaukset ovat normaalit, nivelen liikelaajuutta rajoittavina tekijöinä (ennen kuin nivelen luinen rakenne estää liikkeen) toimivat sidekudos- sekä lihasrakenteet, jotka ovat nivelen läheisyydessä, tai ylittävät nivelen (Zachazewski 2007, 529).

Polvinivelen ylittävät lihakset jaetaan tyypillisesti fleksoreihin ja ekstensoreihin polvinivelen pääfunktion vuoksi (taulukko 1). Polven fleksoreihin kuuluvat hamstring-lihasryhmä (semitendinosus, semimembranosus, biceps femoris pitkä ja lyhyt pää), sartorius-, gracilis-, popliteus- ja gastrocnemius- lihakset, sekä jossain määrin plantaris-lihas. Lukuun ottamatta biceps femoriksen lyhyttä päätä, popliteus- sekä gastrocnemius-lihasta polven fleksorit ylittävät myös lonkkanivelen, jonka vuoksi lonkkanivelen asento voi näiden lihasten kautta vaikuttaa myös polvinivelen toimintaan. Polvinivelen mediaalirotaatioon osallistuvat popliteus-, gracilis-, sartorius-, semimembranosus sekä semitendinosus- lihakset, vastaavasti lateraalirotaatioon osallistuu biceps femoriksen molemmat päät. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 413–415.)

Polven ekstensorit muodostuvat quadriceps femoris- lihasryhmästä (vastus medialis, vastus lateralis, vastus intermedius sekä rectus femoris). Rectus femoris on polven

ekstensoreista ainoa lihas, joka ylittää lonkkanivelen. Tämän vuoksi lonkkanivelen asento voi vaikuttaa polven toimintaan. Polven ekstensoreiden pääfunktiona on ekstensoida polvinivel. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 415–416.)

Lihask	Fleksio	Ekstensio	Mediaalirotaatio	Lateraalirotaatio
Biceps femoris	Agonisti	Antagonisti	Antagonisti	Agonisti
Gastrocnemius	Synergisti	Antagonisti	-	-
Gracilis	Synergisti	Antagonisti	Agonisti	Antagonisti
Popliteus	Synergisti	Antagonisti	Agonisti	Antagonisti
Rectus femoris	Antagonisti	Agonisti	-	-
Sartorius	Synergisti	Antagonisti	Agonisti	Antagonisti
Semimembranosus	Agonisti	Antagonisti	Agonisti	Antagonisti
Semitendinosus	Agonisti	Antagonisti	Agonisti	Antagonisti
Vastus intermedius	Antagonisti	Agonisti	-	-
Vastus lateralis	Antagonisti	Agonisti	-	-
Vastus medialis	Antagonisti	Agonisti	-	-

TAULUKKO 1. Polvinivelen toiminnalliset funktiot sekä lihasten toimintaroolit

Polvinivelen muihin rakenteisiin kuuluvat meniscit, ligamentit sekä nivelkapseli. Meniscien tärkein tehtävä on mahdollistaa laajempi tukipinta-ala tibian ja femurin väliin, ja tätä kautta vähentää nivelen rustopintoihin kohdistuvaa rasitusta (Snyder-Macker & Lewek 2005, 399). Lisäksi meniscien tehtävänä on stabilisoida polviniveltä, toimia proprioseptiivisen palautteen antajana, avustaa nivelen voitelua ja pehmentää luupintojen välistä liikettä. (Tortora 2012, 4128.) Meniscien hermotus tapahtuu vapaiden hermopäätteiden (nositseptorit) sekä mekanoreseptoreiden (Ruffinin päätteet, pacinian solut sekä GTO) avulla. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 399.)

Ligamenttirakenteiden tehtävänä on tukea polviniveltä erisuuntaisilta rasituksilta sekä mahdollisilta virheasennoilta. Ligamenttirakenteista keskeisimpinä voidaan mainita lateraalinen ja mediaalinen kollateraalligamentti (LCL ja MCL) sekä anteriorinen ja posteriorinen cruciatalligamentti (ACL ja PCL). LCL:n päätehtävänä on tukea polviniveltä varus- suuntaiselta kuormitukselta sekä lisäksi rajoittaa polvinivelen lateraalirotaatiota. MCL:n päätehtävänä on tukea polviniveltä valgus- suuntaiselta kuormitukselta sekä rajoittaa polvinivelen mediaali- ja lateraalirotaatiota. ACL:n päätehtävänä on rajoittaa tibian anteriorista siirtymistä suhteessa femuriin, kun taas PCL:n päätehtävänä on rajoittaa tibian posteriorista siirtymistä suhteessa femuriin. ACL ja PCL rajoittavat myös polven rotaatiosuuntaista liikettä. (Hamill 2009, 378.) Ligamenttirakenteet muodostavat myös osan nivelkapselistä. Nivelkapseli toimii

voimakkaasti molempien nosiseptoreiden sekä pacinian solujen ja Ruffinin päätteiden hermottamana. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 400.)

Lisäksi polvinivelen toimintaan liittyy iliotibiaalinen side (ITB). Polven ollessa fleksoituneena ITB, LCL ja popliteuksen jänne muodostavat kokonaisuuden, joka myös tukee ACL:n toimintaa sekä samalla toimii polven lateraalisivun stabilaattorina. ITB vaikuttaa lisäksi lateraalisen patellofemoraaliligamentin välityksellä myös patellan toimintaan. (Snyder-Macker & Lewek 2005, 407–408.)

3 LIKELAAJUUTEEN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ

3.1 Sidekudoksen ja faskian rakenne sekä toiminta

Sidekudos on yksi tukikudoksrakenteisiin kuuluvista kudoksista, joka rakentuu solun ulkopuolisista komponenteista (ns. perusaine sekä proteiinisiäikeet) sekä soluista. Sidekudokset jaotellaan kahteen eri pääryhmään (löyhä ja tiivis sidekudosrakenne). Löyhän sekä tiiviin sidekudosrakenteen pääsolutyypit muodostuu fibroblasteista (muuttuu iän myötä fibrosyytiksi). Perusaine koostuu pääasiassa glycosaminoglykaanista (GAG) sekä proteoglykaanista (PG). Proteiinisiäikeet jaetaan kahteen päätyyppiin (kollageeni ja elastaani). (Curwin 2005, 72–77; Tortora 2012, 114, 128–132.)

Löyhän ja tiiviin sidekudosrakenteen erot muodostuvat proteiinisiäikeiden järjestäytymisen perustella. Löyhä sidekudosrakenne jaetaan kolmeen ryhmään (areolar-, adipose- ja reticular- sidekudos). Tiivis sidekudosrakenne jaetaan myös kolmeen ryhmään (järjestäytynyt, järjestäytymätön ja elastinen sidekudos). Tiivis järjestäytynyt sidekudos muodostaa jänteet, suurimman osan ligamenteista sekä aponeuroosin. Järjestäytymätön sidekudos muodostaa faskiarakenteet, dermoksen sekä sisäelimiä ympäröivät kalvorakenteet. Elastinen sidekudos löytyy suurten verisuonien seinästä, keuhkoista, henkitorvesta ja keuhkoputkista. (Tortora 2012, 133–136, 149.)

Kollageeni toimii sidekudoksrakenteihin kohdistuvan vetovoimien sekä muodonmuutoksen vastustajana. Sidekudoksen rakenteeseen vaikuttaa kollageenin muoto. Kollageenista on löydetty 19 erityyppistä muotoa, joista tyypit I-V ovat olennaisimmassa roolissa muskuloskeletaalisin kuntoutuksen suhteen. Vastaavasti elastaanin tehtävänä on avustaa kudoksen palautumista muodonmuutoksen jälkeen. Elastaanipitoisuudet ovat suurimmillaan kudoksissa (esim. iho, keuhkot ja verisuonet), joiden täytyy kestää nopeita ja jatkuvia muutoksia kudoksessa ja samalla palautua takaisin normaalitilaansa. (Zachazewski 2007, 531).

Kollageeni järjestäytyy yleensä kuormituksen tuottaman linjan mukaisesti, tämän järjestäytymistyylin vuoksi vetovoimien vastustus on merkittävää, mutta leikkaus- tai kompressiovoiman suhteen tuki on huomattavasti heikompaa. Jänteissä sijaitsevien

kollageenien järjestäytyminen on rinnakkaisempaa kuin muiden kudosten, jonka vuoksi jänteen tuottama vastus vetovoimia vastaan on erittäin voimakasta. Ligamenteissa ja nivelkapseleissa rinnakkainen järjestäytyminen on vähäisempää. Faskiassa sekä aponeuroosissa järjestäytyminen tapahtuu useissa tasoissa tai lamelleissa. Faskian sekä aponeuroosin jokaisessa sidekudostasossa voi olla tiettyyn suuntaan järjestäytyneitä kollageenisäikeitä, mutta tasojen keskinäiset järjestäytymiserot voivat olla suuret. (Zachazewski 2007, 533.)

Perusaineen päämakromolekyylien (GAG ja PG) yksi pääfunktioista on väliaineen nesteytys sitomalla vettä alueelle. Tämä luo alueelle viskoottista geelimäistä materiaa, joka luultavasti voitelee sekä tuottaa tilaa kollageenisäikeiden risteämisalueiden välillä. Fibrillien väliin luotu tila voi ehkäistä fibrillien väliin muodostuvia poikittaissiltoja, jotka voivat vähentää kudoksen mobiliteetin sekä muodonmuutoksen tapahtumista. (Zachazewski 2007, 532–533.)

Sidekudusrakenne on metabolisesti aktiivinen elementti, jonka muodonmuutos on pitkälti riippuvainen kudusrakenteissa tapahtuvasta liikkeestä. Liikkeen aikana tuotettu voima ja rasitus stimuloivat fibroblastien modulointikykyä kollageenin sekä GAG:n synteesiin. Kollageenisäikeiden väliin muodostuvien poikittaissiltojen ehkäisevänä tekijänä toimii GAG:n voitelu- sekä nesteominaisuus, mutta kudoksissa tapahtuva liike ehkäisee myös poikittaissiltojen syntymistä. Varsinkin kudoksen paranemisprosessin aikana suoritettu liike voi vaikuttaa positiivisesti kollageenin järjestäytymiseen. (Zachazewski 2007, 535–536.)

Sidekudusrakenteen muodonmuutokseen vaikuttavat rakenteiden mekaaniset (elastisuus, viskoelastisuus ja plastisuus) sekä fyysiset tekijät (stressirelaksaatio, creep-ilmio, hystereesi sekä voima-nopeus-herkkyys). Elastisuudella tarkoitetaan kudoksen jousimaista palautumisreaktiota kudokseen kohdistuneen rasituksen jälkeen. Viskoelastisella tarkoitetaan kudoksen elastisten sekä viskoottisten ominaisuuksien palautumista. Elastinen osa mahdollistaa kudoksen palautumisen, kun taas viskoottinen osa mahdollistaa kudoksen hitaan ja epätäydellisen palautumisen muodonmuutoksen jälkeen. Plastisuudella tarkoitetaan pysyvää muutosta. (Zachazewski 2007, 536.)

Kun kudoksesta venytetään tiettyyn pisteeseen ja venytystä ylläpidetään tässä asennossa, tapahtuu kudoksessa tietyn ajan kuluttua ylläpitoon tarvittavan vastavoiman

pienentyminen pituuden pysyessä muuttumattomana. Tätä tapahtumaa kutsutaan kudoksen stressirelaksaatioksi. Vastaavasti creep- ilmiön aikana vastavoima pysyy muuttumattomana, kun taas pituudessa tapahtuu muutos. Hystereesillä viitataan kudoksen energiamäärän palautumisen epätäydellisyyteen (kudoksen pidentymisen ja lyhentymisen aikana). Voima- nopeus- herkkyydellä tarkoitetaan kudokseen kohdistuvan muodonmuutoksen nopeutta. Kudoksesta vastaa nopeaan muutokseen tuottamalla suuremman määrän vastavoimaa, ja nopeasti suoritettu muutos mahdollistaa voimakkaamman stressirelaksaation. Vastaavasti hitaasti tapahtuva muutos mahdollistaa nopeammin tapahtuvan creep- ilmiön. (Curwin 2005, 87–89; Zachazewski 2007, 536–537)

Termillä faskia tarkoitetaan osaa sidekudosrakenteesta, joka muodostaa jatkuvan, koko vartalon peittävän kolmiulotteisen rakenteen. Faskia yhtyy sekä ympäröi kaikkia elimiä, lihaksia, luita sekä hermosoluja. Toisin sanoen faskia toimii jatkuvana verkostona koko vartalon alueella. Faskia jaetaan yleensä kolmeen erilliseen pääkerrokseen, jotka ovat pinnallinen, syvä sekä lihakseen liittyneet faskiat. (Findley ym. 2011, 67–68.) Faskia rakentuu pääasiassa useisiin kerroksiin, jotka koostuvat rinnakkaisista, aaltomaisesti kulkevista kollageenisäiekimpuista sekä useista elastaanisäikeistä. Vierekkäisten kerrosten välissä kulkee ohut rasvasoluista koostuva kerros, joka erottaa kerrokset toisistaan. Tämä rasvasolukerros mahdollistaa yksittäisten kerrosten liukumisen suhteessa vierekkäiseen kerrokseen. Kollageenisäikeiden järjestäytyneisyys vaihtelee kerrosten välillä. (Stecco ym. 2006, 4-5.)

Pinnallinen faskia on vaippamainen kerros, joka sijaitsee välittömästi ihon alapuolella ja toimii myös jatkumona dermiksellä. Pinnallinen faskia koostuu suurimmaksi osaksi löyhästä sidekudosrakenteesta sekä rasvakudoksesta, mutta pinnallisessa faskiassa voi esiintyä pienissä määrin myös kolmiulotteisia, tiiviitä järjestäytymättömiä sidekudosrakenteita. (Langevin & Huijing 2009, 6.) Löyhä sidekudosrakenne pitää sisällään kollageeniverkon, sekä yleensä elastaanista koostuvia yksittäisiä säikeitä (Findley ym. 2011, 68).

Syvä faskia on tyypillisesti jatkuva kerros, joka koostuu suurimmaksi osaksi tiiviistä järjestäytymättömistä sidekudosrakenteista. Lisäksi syvässä faskiassa voi esiintyä vaihtelevia määriä löyhää sidekudosrakennetta (areolar- sidekudosta sekä rasvakudosta). Syvän faskian päätehtävänä on tukea alla olevia (erityisesti lihaksia) rakenteita.

(Langevin & Huijing 2009, 6.) Syvän faskian rakenne ja toiminnallisuus vaihtelevat raajojen sekä torson välillä, mutta yleensä syvä faskia mielletään pääasiassa koostuvan joko järjestäytymättömästä tai järjestäytyneestä tiiviistä sidekudosmateriaalista (Stecco ym. 2006, 3-4; Findley ym. 2011, 68, 73; Findley 2010, 3).

Lihakseen liittyneet faskiat jaotellaan epi-, peri- ja endomyosiumiksi. Epimysium peittää jokaisen yksittäisen lihaksen kokonaisuudessaan ja se koostuu useista järjestäytymättömistä kollageenisäiekerroksista. Kerrokset koostuvat sekä tiiviistä että areolar- sidekudosrakenteesta. Epimysium liittyy suoraan lihasspindelien sekä GTO:n tuottamaan lihastensioon. Perimysium peittää useista lihassoluista koostuvia lihassolukimppuja ja se koostuu useista tiiviistä järjestäytymättömistä kollageenisäiekerroksista. Endomysium peittää ja liittyy jokaiseen yksittäiseen lihassoluun ja se koostuu järjestäytymättömien kollageenisäikeiden muodostamasta verkostosta. (Langevin & Huijing 2009, 5; Findley ym. 2011, 68)

Faskia toimii tärkeässä roolissa lihasten välisten mekaanisten voimien kuljettajana. Akuutin tulehdustilan aikana faskia kiristyy ja menettää taipuisuuttaan. Lyhyt- sekä pitkäkestoiset asentomuutokset, jotka estävät faskian täyden toiminnan, voivat aiheuttaa faskian lyhentymisen. Faskian lyhentyminen voi aiheuttaa paikallisen paineen muutoksen, joka voi aiheuttaa verenkierron heikentymistä sekä paikallista hermokipua. (Findley ym. 2011, 67.)

3.2 Neurofysiologiset tekijät: Golgin jänne-elin ja lihasspindel

Golgin jänne-elin (GTO) sijaitsee suurimmaksi osaksi lihaksen molempien päiden aponeuroosi- sekä lihas-jänne- alueella. Hyvin pieni osa (7-10 %) sijaitsee itse jänteen alueella. (Alter 2004, 78–79; Williams ym. 2007, 193.) Yhteen GTO:hon liittyy keskimäärin 10–20 lihassolua, jotka ovat joko suorassa linjassa tai peräkkäisinä elementteinä suhteessa GTO:on (Hall 2012, 129). GTO on sukkulanmuotoinen, kollageenisäikeistä koostuva kapseli. GTO kiinnittyy ekstrasfaalisoluihin suoraan kollageenisäikeiden välityksellä. (Hamill ym. 2009, 119.)

Kollageenikimppun sivuilta lähtee kaksi sensorista neuronaa. Kun kollageeni kompressoituu lihassolun venytyksen tai lihaskontraktion seurauksena, GTO:n tyyppin Ib

hermopäätteet muodostavat hermoimpulssin suhteessa siihen voimakkuuteen, joka GTO:hon kohdistuu. GTO:n tuottaa lineaarisen vasteen sekä kuormalle, että kuorman nopeuden muutoksille. (Hamill ym. 2009, 119.)

Vaikka GTO stimuloituu sekä lihaskontraktion, että passiivisen lihasvenytyksen tuottamasta tensiosta, stimulaatiokynnys passiiviselle venytykselle on huomattavasti korkeampi (Hall 2012, 129). Aktivoituessaan GTO inhiboi agonistin alfamotoneuronin toimintaa (estää agonistin lihaskontraktiota), ja samalla fasiltoi antagonistin toimintaa. GTO:n tensioherkkyys vaihtelee GTO:iden välillä, ja yksi mahdollinen asiaan vaikuttava tekijä on lihas-jänne- liitoksen jäykkyys. Fukamin ja Wilkinsonin mukaan jäykässä lihas-jänne- liitoksessa sijaitseva GTO on vähemmän herkkä reagoimaan lihastension muutoksille, ja tätä kautta alfamotoneuronin inhibaatio on vähäisempää. (Zachazewski 2007, 535.)

Lihasspindelit ovat kapseloituneita reseptoreita, jotka sijaitsevat rinnakkaisina lihassoluihin nähden. Ihmisen lihaksistossa on keskimäärin 25 000 – 30 000 lihasspindeliä (4000 spindeliä/käsi ja 7000/jalka), ja yksittäisessä lihaksessa voi olla noin 500 spindeliä. Lihasspindeli koostuu intrafusaalisoluista, jotka voidaan erotella kahteen pääryhmään: tumasäkkisolut ja tumaketjusolut (nuclear bag fiber ja nuclear chain fiber). Tumasäkkisolu jaetaan staattisiin ja dynaamisiin soluihin. (Williams ym. 2007, 194.) Lihasspindeliä ympäröivät normaalit luurankolihasolut, joita tässä yhteydessä kutsutaan ekstrarfusaalisoluiksi (Tortora 2012, 613). Toisin kuin ekstrarfusaalisoluissa (myofibrillit), intrafusaalisolussa on supistumaton keskialue, ja ainoastaan molemmissa päissä on supistuvia elementtejä (Sherwood 2010, 285).

Lihasspindelissä löytyy kahta erilaista hermopäätealuetta: ensisijainen päätte ja yksi tai useampi toissijainen päätte. Ensisijaisia päätteitä löytyy sekä tumasäkkisolusta, että tumaketjusolusta, ja ensisijaiset päätteet ovat tyypin Ia afferenttien hermosolujen hermottamalla alueella. Toissijaisia hermopäätteitä löytyy suurimmaksi osaksi vain tumaketjusolusta, ja näiden hermotus tapahtuu tyypin II afferenttien hermosolujen hermottamana. Lihasspindelin motorinen hermotus tapahtuu gammamotoneuronien avulla. Gammamotoneuronit jaetaan dynaamisiin (hermotus pääasiassa tumasäkkisoluun) ja staattisiin (hermotus pääasiassa tumaketjusoluun) motoneuroneihin. (Levy ym. 2006, 128–129.) Gammamotoneuronit säätelevät lihasspindelin tension muuttumista suhteessa lihaspituuden muutoksiin.

Ekstrafusaalisolujen hermotus tapahtuu alfamotoneuronien hermottamana. (Tortora 2012, 613.)

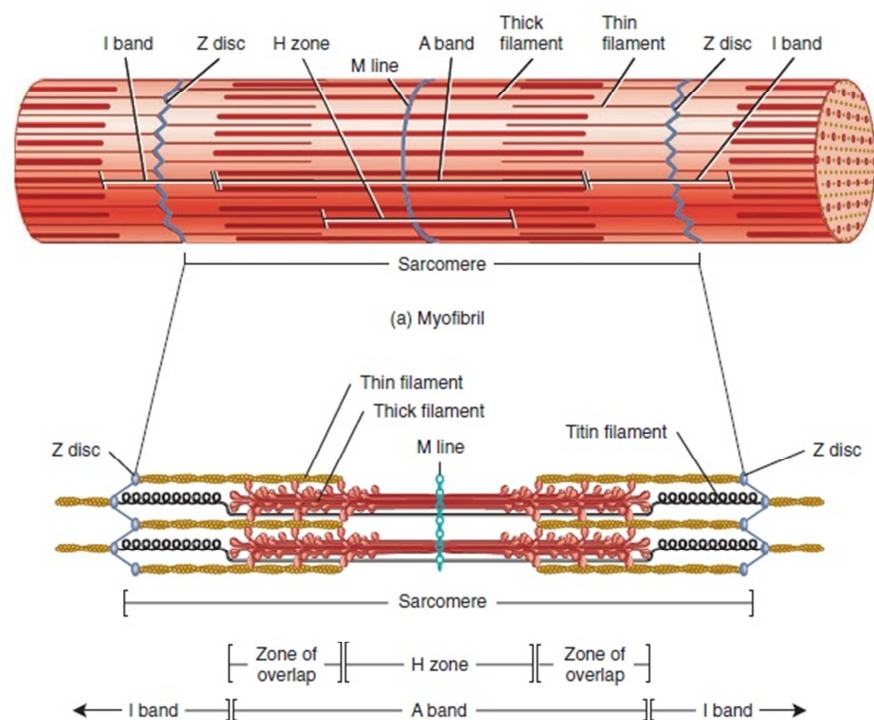
Lihasspindelin tehtävä on toimia lihaksen pituutta ja pituuden muutoksia aistivana reseptorina. Ensisijaiset hermopäätteet reagoivat lihassolun pituuden muutoksiin venytyksen aikana, sekä nopeuteen jolla venytys suoritetaan. Toissijaiset hermopäätteet reagoivat ainoastaan pituuden muutoksiin. Jos lihasta venytetään passiivisesti, sen lihasspindelien intrafusaalisolut venyttyvät myös. Tämä vuorostaan nostaa niiden afferenttien hermosyiden aktiivisuutta, jotka päättyvät venytettävän spindelin soluihin. Afferentti neuronit synapsoituu saman lihaksen ekstrafusaalisoluja hermottavaan alfamotoneuroniin, josta seuraa kyseisen lihaksen kontraktio. Tämä tapahtuma on nimeltään monosynaptinen venytysrefleksi. Venytysrefleksi toimii negatiivisena palautemekanismina vastustaakseen kaikkea passiivista muutosta lihaksessa, jotta lihaksen optimaalinen lepopituus säilyisi. (Sherwood 2010, 285–286.)

3.3 Poikkijuovaisen lihaksen rakenne

Rakenteellisesti poikkijuovainen lihas koostuu supistuvista ja supistumattomista elementeistä. Supistuviin elementteihin luetaan varsinaiseen lihaskudokseen kuuluvat osat (myofibrillit). Myofibrillit koostuvat kolmesta erityyppisestä proteiinista: supistuva, säätelevä ja rakenteellinen proteiini. Supistuvat proteiinit jaetaan aktiini (ohut) - ja myosiini (paksu) filamentteihin. Säätelevät proteiinit ovat tropomyosiini ja troponiini, jotka ovat osana ohuita filamentteja. Rakenteelliset proteiinit sisältävät titin (linkittyy Z- levystä M- linjaan ja stabilisoi paksuja filamentteja), myomesin (muodostaa M- linjan), nebulinin (ankkuroi ohuet filamentit Z- levyihin ja säätelee ohuiden filamenttien pituutta rakentumisen aikana) ja dystrophinin (linkittää ohuet filamentit sarkolemmaan). (Tortora 2012, 360–361.)

Supistumattomat elementit koostuvat sidekudosrakenteista, joita ovat esimerkiksi jänteet, ligamentit, nivelkapselit, faskia sekä aponeuroosi (Zachazewski 2007, 533). Supistumattomista elementeistä voidaan myös erotella peräkkäiset elastiset komponentit (series elastic components, SEC), jotka löytyvät lihaksen jänne- alueelta, ja rinnakkaiset elastiset komponentit (parallel elastic components, PEC), jotka rakentuvat lihaskalvon yhteyteen. (Chleboun 2004, 122–123; Clark 2009, 209; Hall 2012, 148–149.)

Rakenteellisesti myofibrilli jaetaan tummiin A- nauhoihin ja vaaleisiin I- nauhoihin sekä Z- levyyn, H-alueeseen ja M- nauhaan (kuvio 1). Nauhat muodostavat myofibrillin pituussuunnassa kulkevan peräkkäisen ketjun. A- nauha muodostuu pääosin paksuista filamentteista, joiden seassa kulkee myös ohuiden filamenttien osia, jotka ylittävät paksut filamentit molemmista päistä. A- nauhan keskiosassa kulkee alue, jonne ohuet filamentit eivät ylety, ja tätä aluetta kutsutaan nimellä H- alue. H- alueen keskellä kulkee proteiineista muodostunut systeemi, joka tukee paksuja filamentteja poikittaissuunnassa. Tätä aluetta kutsutaan nimellä M- linja. I- nauha koostuu loppuista ohuiden filamenttien osista, jotka eivät kulje ristikkäin paksujen filamenttien kanssa. Jokaisen I- nauhan keskiosassa on poikittainen Z- levy. (Sherwood 2010, 258.)



KUVIO 1. Poikkijuovaisen lihaksen rakenne (Tortora 2010,334).

Kahden Z- levyn väliin muodostuu lihaksen toiminnallinen yksikkö, sarkomeeri. Sarkomeeri on pienin supistuva lihaskomponentti. Z- linja yhdistää ohuet filamentit toisiinsa, muodostaen kaksi vierekkäistä sarkomeeria. Jokainen sarkomeeri sisältää yhden kokonaisen A- nauhan ja kaksi puolikasta I- nauhaa, jotka sijaitsevat sarkomeerin molemmissa päissä. (Sherwood 2010, 258.)

Kun sarkomeeriä venytetään maksimaalisesti (repeämispisteeseen saakka), voi sarkomeerin pituus olla siinä vaiheessa keskimäärin 3,60 μm . Näin voimakas venyttäminen ei kuitenkaan ole toivottua. Tavoitteena on venyttää sarkomeeri siihen pituuteen, että aktiini- ja myosiinifilamenttien väliin jää edes yksi poikittaissilta. Tämä pituus on todettu keskimäärin 3,50 μm mittaiseksi. Kun sarkomeerin keskimääräinen lepopituus on 2,30 μm , tarkoittaa tämä, että yksittäinen sarkomeeri voi venyä yli 50 % lepopituudestaan. (Alter 2004, 27.) Näin merkittävä laajentuminen sarkomeerin pituudessa mahdollistaa lihaksen toiminnan täyden ROM:n alueella.

Sarkomeerin lepopituus ei ole yksiselitteinen luku, kirjallisuudesta löytyy viitteitä luvun ollessa 2,1 μm ja 2,5 μm välillä (Alter 2004, 27; Sherwood 2010, 258). Lisäksi sarkomeerin pituus ei ole homogeeninen koko lihaksen matkalla. Tarkoittaen, että missä tahansa lihaspituudessa voi olla eroavaisuuksia sarkomeerien kokonaispituudessa. (Chleboun 2005, 124.) Tämä asia kuitenkin selitetään lihaksen pituus-tensio suhteella, eli lihaksen pituuden ja lihastension muuttuessa.

Terveessä luurankolihaksessa itsessään ei ole liikelaajuutta estäviä fysiologisia tekijöitä. Sarkomeerin merkittävä venyminen lepopituudesta repeämispisteeseen saakka on suhteessa niin laaja, että muut rakenteet todennäköisesti estävät toiminnallisen rakenteen venymisen, ennen kuin päästään edes lähelle lihaksen repeämispistettä. Muilla rakenteilla tarkoitetaan tässä yhteydessä esimerkiksi neuraalisia tekijöitä (mm. lihasspindelit sekä GTO) ja sidekudosrakennetta.

3.4 Lihastensio

Lihaskudos tuottaa passiivista sekä aktiivista tensiota. Passiivinen lihastensio on riippuvainen lihaksen sekä ympäröivän faskian rakenteellisista viskoelastisista ominaisuuksista, kun taas aktiivinen tensio syntyy dynaamisen lihaskontraktion avulla. Aktiivinen tensio on lihasten neurorefleksiivisten ominaisuuksien tulos, erityisesti perifeeristen motoneuronien hermotuksen (alpha- motoneuroni) sekä refleksiivisen aktivaation (gamma- motoneuroni) kautta. (Page 2012, 110.)

Passiivinen tensio tarkoittaa rinnakkaisten elastisten komponenttien (parallel elastic components, PEC) tuottamaa tensiota. PEC:n passiivinen tensio tuotetaan, kun lihasta

pidennetään lihaksen lepopituuden yli. PEC:it voivat liittyä lihaksen tuottamaan aktiiviseen tensioon, silloin kun lihas on pidentyneessä tilassa, tai ne voivat passivoitua ja olla osallistumatta kokonaistensioon silloin kun lihas on lyhentyneessä tilassa. (Chleboun 2005, 123.)

Suoranaisesti tekstiviitteissä ei asiaa tuotu esille, mutta passiivisen tension yhteydessä mainittavat PEC rakenteet todennäköisesti viittaavat lihasspindelirakenteisiin. Lihasspindelireagoi ja luo vasteen nimenomaan siinä tilanteessa, kun lihaksen pituus ylittää sen lepopituuden. Vastaavasti lihastension yhteydessä mainittavat SEC rakenteet liittyvät todennäköisesti golgin jänne-elimeen, joka luo vasteen lihaksen supistumisen aikana suhteessa lihaksen kontraktiovoimakkuuteen

Aktiivinen tensio tarkoittaa supistuvien elementtien tuottamaa tensiota. Lihaksessa tapahtuva aktiivinen tensio saa alkunsa poikittaissiltojen muokkautumisen ja aktiini/myosiini- säikeiden liikkeen kautta. Lihaksen tuottaman aktiivisen tension määrä riippuu neuraalisista tekijöistä ja lihaskudoksen mekaanisista ominaisuuksista. Neuraaliset tekijät, jotka voivat muunnella aktiivisen tension määrää, pitävät sisällään toiminnassa mukana olevien motoristen yksiköiden frekvenssin, määrän ja koon. Mekaanisia tekijöitä ovat pituus – tensio- sekä voima – nopeus- suhteet. Aktiivisen lihastyön aikana tapahtuva kokonaistensio on passiivisen (supistumattomien elementtien) ja aktiivisen (supistuvien elementtien) tension yhteissumma. (Chleboun 2005, 123.)

Niin sanottu lihaskireys on kohonneen passiivisten tai aktiivisten mekanismien tuottaman tension seuraus. Lihakset voivat lyhentyä passiivisesti esimerkiksi asentomuutoksen tai arpikudoksen muodostumisen kautta. Aktiivisesti lihakset voivat lyhentyä spasmin tai lihaskontraktion kautta. Riippumatta syystä, kireys rajoittaa liikelaajuutta ja voi aiheuttaa lihasepätasapainoa. (Page 2012, 110.)

Lihastensio aiheuttaa lisäksi intramuskulaarisen paineen kohoamista, mikä heikentää faskian ympäröimän lihasaition verenkiertoa ja metabolismia. Metabolismin häiriötekijät yhdistettyinä heikkoon verenkiertoon, mekaaniseen hankaukseen, turvotukseen ja tulehdukseen, voivat aktivoida lihaskudoksessa sijaitsevat kipureseptorit, ja laukaista aitiopainesyndrooman. (Ylinen 2006, 13.)

Antagonistin hypotonisuus voi aiheuttaa lihastension kohoamisen agonistissa, sekä palpoidessa agonisti voi olla hypertoninen (Frost 2002, 84). Lääketieteellisen terminologian mukaan, kun lihaksessa havaitaan kohonnut lihastonus ja lihas tuntuu palpoiden kovalta, käytetään termiä hypertoninen (Frost 2002, 6). Kun agonistin lihastonus on liian pieni, sen antagonisti reagoi lyhentymällä ja kiristymällä. Tämä antagonistin kiristyminen voi aiheuttaa lihastension pientymistä agonistissa edelleen, joka johtaa antagonistin kiristymiseen yhä enemmän. (Frost 2002, 34.)

3.5 Ikääntymisen vaikutus nivelten liikelaajuuteen

Sidekudosrakenteet muodostuvat kollageenista ja elastiinista. Jänteet, nivelkapselit, lihakset, faskiat ja aponeuroosit (kalvojänteet) sisältävät sidekudosrakenteita. Näiden sidekudosrakenteiden ominaisuudet ja niiden määrä kudoksissa muuttuu ikääntymisen myötä. Kollageenin määrä jänteissä, nivelkapselissa ja lihaksessa lisääntyy ja yksittäiset kollageenisäikeet paksunevat ikääntymisen seurauksena. Elastiinin määrä sidekudosrakenteissa puolestaan vähenee ja lisäksi sidekudosemolekyylien (tropokollageeni molekyylit) välisten poikkisiltojen määrä lisääntyy. Nämä muutokset vaikuttavat heikentävästi kudosten ominaisuuksiin palautua normaaliin pituuteensa ja siihen miten voimat siirtyvät kudoksissa. (Zachazewski 2007, 538.)

Ikääntymisen mukanaan tuoma em. kudosten jäykistyminen ja kudosten alentunut kyky vastustaa muodonmuutosta ja palautua siitä voi johtaa nivelten liikkuvuuden vähenemiseen. Tutkimukset osoittavat, että ikääntymisen myötä nivelten liikelaajuudet pienenevät miespuolisilla henkilöillä ja ”normaali” liikkuvuus vaihtelee iän mukaan. Naisille tehtyä vastaavaa tutkimusta ei ole löytynyt kirjallisuudesta, mutta liikkuvuuden oletetaan käyttäytyvän samalla tavalla. (Zachazewski 2007, 538–539.)

3.5 Lämpötila

Kuntoutuksen näkökulmasta päätekijät, jotka vaikuttavat sidekudoksen kykyyn läpikäydä muodonmuutosta ja siten järjestäytyä uudelleen, ovat kudoksen lämpötila, laajuus, nopeus ja voimankäyttöaika. Kuntoutuksen specialistit käyttävät hyväkseen

jokaista näistä muuttujista pyrkimyksenään saavuttaa tuloksellista ja tehokasta kasvua liikelaajuudessa ja joustavuudessa. (Zachazewski 2007, 544.)

Sidekudoksen fysiologisiin ja mekaanisiin ominaisuuksiin voidaan vaikuttaa lämpötilan vaihtelulla kudoksessa tai kollageenissa. Kollageenin mekaaniset ominaisuudet ovat lämpötilasta riippumattomia alle +37 asteessa, kun taas lämpötilan noustessa yli +37 asteeseen poikittaissillat kollageenifibrillien välillä rikkoutuvat helpommin ja nopeammin. Suuremmat muutokset ilmenevät +40 ja +45 asteen välissä. Suurin jäljelle jäävä muutos pituudessa ilmenee käytettäessä pientä kuormaa, pitkäkestoista voimaa kohdistettuna kudokseen niiden ollessa korkeassa lämpötilassa. Tämän tyyppisellä kuormituksella on ajateltu olevan suurempi vaikutus kollageenin viskoelastisiin rakenteisiin kuin korkealla kuormalla ja lyhytkestoisella vastuksella tehtynä. (Zachazewski 2007, 544–545.)

Pääperiaatteet lämpötilan vaikutuksesta kollageeniin ovat:

1. Voiman määrä joka vaaditaan saavuttamaan / ylläpitämään haluttu kollageenin muodonmuutos vähenee kun lämpötila nousee.
2. Kollageenin muodonmuutokseen vaadittava aika (katkeamispisteeseen asti) on käänteisesti verrannollinen lämpötilaan
3. Mitä suurempi lämpötila, sitä suuremman kuorman kollageeni kestää ennen katkeamista.
4. Mitä korkeampi lämpötila, sitä suurempi muodonmuutos on mahdollista ennen katkeamista.

Terapeuttisten menetelmien ohella kudoksen intramuskulaarista lämpötilaa voidaan nostaa myös harjoittelun avulla. Kuitenkaan harjoittelun avulla lämpötilaa ei voida nostaa yli +39 asteen, koska keho ylläpitää tasapainotilaa lämmönmuodostumisen ja -haiduttamisen välillä normaaleissa olosuhteissa. Sen vuoksi intramuskulaarisen lämpötilan nousu harjoittelun avulla ei välttämättä ole riittävä vaikuttamaan viskoelastiseen käyttäytymiseen ja passiivisen energian imeytymiseen sidekudokseen. Sen vuoksi esimerkiksi lämmittelyllä ennen venytysharjoittelua ei ole niin suuri rooli

kuin aikaisemmin on ajateltu. (Zachazewski 2007, 545–546.) Magnussonin ym. tutkimus tukee samaa asiaa. Intramuskulaarisen lämpötilan nousu ei vaikuta passiivinen energian imeytymiseen lihaksen jänneyksikössä. (Magnusson ym. 2000b, 1215-1220.) Lisääntyneellä kudoksen lämpötilalla on todistettu olevan suuri merkitys kudoksen venyvyyteen, mutta lämpö yksinään ei saa aikaan muutosta kollageenin järjestäytymisessä. Kuitenkin voima ilman lämpötilan nousua, saa aikaan muutoksen kollageenin pituudessa. (Zachazewski 2007, 546.)

3.6 Sukupuoli

Yleisesti ottaen naisten ajatellaan olevan notkeampia kuin miesten. Sen mielletään johtuvan miesten ja naisten välisistä eroista sidekudosten osalta, kuten myös hormonaalisista tekijöistä. Esimerkiksi estrogeenin on sanottu olevan yksi selittävä tekijä. Samoin raskauden aikana erittyvien hormonien on esitetty lisäävän notkeutta. Kuitenkaan näihin vaikuttavat tekijät eivät ole vielä täysin selvillä. (Hoge ym. 2010, 2618-2626.)

Naisilla on huomattu olevan suurempia muutoksia lihaksen pituudessa kuin miehillä tutkittaessa ultraäänellä akillesjänteen ja lihaksen yhtymäkohtaa passiivisen venyttelyn jälkeen. On löydetty todisteita siitä, että miehillä on enemmän jäykkyyttä jänne-lihas liitoksessa kuin naisilla. Tutkimuksien mukaan naiset vastaavat passiiviseen venytykseen liikelaajuuksien suuremmilla muutoksilla. (Hoge ym. 2010, 2618-2626; Kato ym. 2005, 218-225.)

3.7 Immobilisaatio, inaktiivisuus ja trauma

Nivelen ja sitä ympäröivän kudoksen absoluuttinen (esimerkiksi kipsauksesta tai sisäisestä tai ulkoisesta kiinnittämisestä johtuva) ja suhteellinen (esimerkiksi liikelaajuuden pieneneminen ikääntymisen, vamman tai kivun, elämäntavan tai fyysisen aktiivisuuden vähenemisen seurauksena) immobilisaatio aiheuttaa muutoksia kudostasolla. Nämä muutokset johtuvat periartikulaarisen sidekudoksen muodonmuutoksen vähenemisestä ja estävät niiden kykyä liikkua vapaasti. Nivelessä

liikkeen estyminen voi johtua nivelkapselin jäykistymisestä, lihaksesta ja / tai rasvakudoksen lisääntymisestä niveltilassa. (Zachazewski 2007, 540–544.)

Immobilisaation voi solutasolla lisätä kollageenin vaihtumisnopeutta (synteesi, degradaatio) kokonaiskollageenin määrän pysyessä vakiona. Sen seurauksena solunesteen määrä vähenee 3–4 %, glycosaminoglykaanien 20–40 %, voitelujärjestelmä heikkenee, solujen sisäisten säikeiden etäisyys pienenee ja kemiallisten poikittaissiltojen määrä lisääntyy. Kudostasolla immobilisaatio näkyy liikkeisiin tarvittavan voiman lisääntymisenä ja joustavuuden ja nivelten liikelaajuuden vähenemisenä. Kudoksen sekä pinnan välinen voitelu vähenee, muodostuu kiinnikkeitä ja kollageenikuvioita muodostuu satunnaisesti. Sarkomeerien määrä muuttuu sarjassa ja muutos näkyy pituustensio käyrällä. (Zachazewski 2007, 541.)

Immobilisaatiota voi esiintyä lihas venyneenä tai lyhentyneenä. Suuremmat muutokset tapahtuvat lihaksen ollessa lyhentyneenä, jolloin sarkomeerien määrä vähenee jopa 40 %. Tällöin sarkomeerien vähentyessä jäljelle jäävät sarkomeerit pitenevät. Lihaksen ja sidekudoksen lyhentyminen johtavat nivelen liikelaajuuden rajoittumiseen. (Zachazewski 2007, 542–543.) Pehmytkudoksiin kohdentuva trauma voi syntyä joko sisäisistä tai ulkoisista tekijöistä. Trauma voi saada alkunsa esimerkiksi liian voimakkaasta venytyksestä (Ylinen 2008, 49). Trauma sekä trauman seurauksena tapahtuva immobilisaatio usein johtaa sidekudosrakenteiden lyhenemiseen sekä adheesioiden, arpikudoksen, keloidien sekä fibroottisten lihaskontraktuurien ilmenemiseen (Ylinen 2008, 11). Traumasta aiheutuvaa arpikudosta voi ilmentyä myös ihokudoksessa tai subkutaanisessa sidekudoksessa (Ylinen 2008, 36). Nämä tekijät voivat jokainen toimia nivelen liikkuvuutta estävinä ja/tai rajoittavina tekijöinä.

4 MET-TEKNIikka

4.1 MET-tekniikan määritelmä ja historia

MET-tekniikka määritellään tarkkaan kontrolloidusta alkuasennosta ohjattuun suuntaan, terapeutin säätelemää vastusta vastaan tapahtuvana isometrisenä ja/tai isotonisena lihaskontraktiona. MET-tekniikka suoritetaan aina yhteisymmärryksessä potilaan kanssa. Hoitomuoto tapahtuu potilaan aloittaman vastuksen mukaisesti. (Richter & Hebgén 2007, 106; Chaitow 2008, 1.)

MET-tekniikoilla pyritään hermoston stimuloinnin kautta vaikuttamaan lihaksen normaaliin lepopituuteen. Kuvaavana terminä käytetään yleensä lihaksen pidentymistä, koska termi on enemmän yhteydessä neurofysiologiseen vasteeseen, joka sallii lihaksen rentoutumisen supistumisen sijaan. Pehmytkudoksen venyttäminen määritellään enemmän mekaanisen voiman tuottamaksi tapahtumaksi. (Fritz 2004, 341.)

MET-tekniikoita hyödynnetään yleensä heikkojen lihasten vahvistamiseen, lyhentyneiden lihasten ja lihaskalvojen (faskia) venyttämiseen, sekä lihastonuksen muuttamiseen (normalisointiin). Lisäksi MET-tekniikoita hyödynnetään mm. luurankolihasen toiminnan kehittämiseen, liikelaajuudeltaan pienentyneiden nivelten mobilisointiin sekä paikallisen verenkierron parantamiseen. (Chaitow 2008,1-3.)

MET-tekniikan vaikuttavuutta on tutkittu laajalti eri aihepiirien muodossa. MET-nimikkeen alla julkaistuja tutkimuksia löytyy tutkimuksia mm. kaularangan (mm. Schenk ym. 1999, 149–155) rintarangan (mm. Lenehan ym. 2003, 13–18) sekä olkanivelen (mm. Moore ym. 2011, 400–407) ROM:n muutokseen, keuhkojen toimintaan (mm. M'Lennan 2002) sekä triggerpistekäsittelyn yhteyteen (mm. Blanco ym. 2005, 197–205) liittyen.

MET-tekniikat ovat kehittyneet osteopaattisista menetelmistä ja tekniikoiden kehittäjinä voidaan mainita osteopaatit T. J. Ruddy sekä Fred Mitchell vanhempi. Myöhemmässä vaiheessa tekniikoiden kehittämiseen voidaan mainita neurologian professori Karel Lewit, neurologi ja fysioterapeutti Vladimir Janda, osteopaatit Sandra Yale ja Fred Mitchell nuorempi sekä biomekaniikan professori Philip Greenman. MET-tekniikoiden

kehittymiseen on vaikuttanut olennaisissa osissa myös laaja-alainen yhteistyö eri terapeuttiryhmien kanssa. Myös muut ammattiryhmät, kuten fysioterapeutit ja kiropraktikot, ovat kehittäneet MET-tekniikoita samanaikaisesti osteopaattien kanssa. (Richter & Hebgen 2007, 106; Chaitow 2008, 3-7.)

T. J. Ruddy kehitti vuosina 1940–1950 hoitomenetelmän, jossa potilaan tuli tuottaa nopeasti tapahtuvia lihassupistuksia terapeutin tuottamaa vastusta vastaan, taajuudeltaan yleensä 20 lihaskontraktiota 10 sekunnin aikana. Tämä lähestymistapa tunnetaan nykyään nimellä pulsoiva MET. Ruddyn mukaan tällä tekniikalla voidaan vaikuttaa edistävästi mm. paikallisen happipitoisuuden sekä lymfa- ja verenkierron parantumiseen, ja samalla saadaan positiivinen vaikutus sekä staattiseen että kineettiseen asennonhallintaan proprioseptisten ja interoseptisten mekanismien kautta.

Varsinaisena MET-tekniikkojen isänä voidaan pitää Fred Mitchell vanhempaa, joka hyödynsi T. J. Ruddyn kehittämää hoitomenetelmää kehittäessään MET-tekniikoita osteopaattiseksi hoitomuodoksi (samaan aikaan PNF-metologian kanssa). Fred Mitchell aloitti MET-tekniikoiden laajemman hyödyntämisen osteopaattien keskuudessa vuonna 1958, jonka jälkeen Fred Mitchell nuorempi ja monet muut ovat kehittäneet MET-tekniikoita nykyiseen muotoonsa. (Chaitow 2008, 3-7.)

4.2 MET-tekniikan ehdotetut toimintamekanismit

MET-tekniikka on kehittynyt historian saatossa merkittävästi. MET-tekniikan vaikuttavuuden taustalla olevia toimintamekanismeja on alettu tutkia tarkemmin, koska ne ovat olleet kiistanalaisia eikä yksiselitteistä vastausta ole saatu vielä tänä päivänäkään. Leon Chaitowin mukaan MET-tekniikan pääasiallisina toimintamekanismeina pidetään postisometrinen relaksaatiota ja resiprokaalista inhibitiota (Chaitow 2006, 9-10).

Nykypäivän tutkimuksissa on saatu tuloksia siitä, ettei resiprokaalinen inhibitio tai postisometrinen relaksaatio voisi olla yksiselitteisesti MET-tekniikan vaikuttavuuden taustalla olevana toimintamekanismina. Tutkimusmenetelmien kehittyessä myös MET-tekniikan toimintamekanismeja on tutkittu paljon ja useista eri tekijöistä on pystytty tuomaan MET-tekniikan vaikuttavuutta mahdollisesti selittäviksi tekijöiksi.

4.2.1 Neurofysiologiset relaksaatiomekanismit

Refleksien kautta tapahtuva lihaksen relaksaatio kuvataan yleisimpänä terapeuttisena mekanismina, joka voi aiheuttaa MET-tekniikoiden yhteydessä ilmenevän lihaksen toimintapituuden, nivelen liikelaajuuden sekä kudosten rakenteen muutoksen. Isometrisen kontraktion jälkeistä lihasrelaksaatiota kuvataan joko GTO:n tuottamana tapahtumana (ts. autogeeninen inhibitio, GTO:lla on inhiboiva vaikutus a-motoneuronaltaan toimintaan), tai resiprokaalisen inhibition kautta. Näiden tapahtumien avulla pyritään joko a) vaikuttamaan lihasspindelin monosynaptiseen venytysrefleksiin tai b) depressoimaan kohdekudoksen lihastension suuruutta. Refleksien kautta tapahtuva lihasrelaksaatio on todellinen fysiologinen tapahtuma, mutta MET-tekniikan tuloksellisuuden suhteen lihasrelaksaation osuus on ristiriitainen.

Isometrisen kontraktion jälkeistä lihasrelaksaatiota kutsutaan nimellä postisometrinen relaksaatio (PIR, post isometric relaxation). Termi PIR viittaa lihaksen tai lihasryhmän lyhyen isometrisen jännityksen jälkeiseen toonisuuden oletettuun laskuun kyseisen lihaksen tai lihasryhmän kohdalta. PIR pohjautuu GTO- refleksiin. Lihaksen supistuessa GTO:n afferentti hermoimpulssi kulkeutuu selkäytimen takasarveen, jossa se yhtyy agonistin toimintaa inhiboivaan motoneuroniin. Tämä toiminta estää efferenttien motoneuronien toimintaa ja sitä kautta estää lihaksen supistumista. Tämä johtaa lihastonuksen alenemiseen, agonistin rentoutumiseen sekä pidentymiseen. (Hamill ym. 2009, 120; Greenman 2011, 194.) Rentoutumisvaihetta ei tule sekoittaa latenssiaikaan, joka on huomattavasti lyhyempi.

Golgin jänne-elimen aktivaation aiheuttaman inhibition oletetaan olevan postisometrisen relaksaation taustamekanismi. Tämän rentoutumisvaiheen aikana lihas tai lihasryhmä venyy juuri niin paljon kunnes uusi jännitys alkaa (Richter ym. 2006, 108–109). Moore ja Kukulka (1991, 321–329) huomasivat tutkiessaan soleuksen H-refleksiin voimakkuutta, että 65–75% MVIC teholla suoritettun plantaarifleksion jälkeen seurasi noin 10 sekunnin mittainen voimakas H- refleksin aleneminen, joka oli voimakkaimmillaan 0.1-1 sekunnin välillä kontraktion jälkeen. Etnyren ja Abrahamin (1986b, 174–179) tutkimuksessa soleuksen H- refleksi pienentyi staattisen venyttelyn seurauksena lievästi, mutta CR- sekä CRAC-ryhmissä refleksin inhiboituminen oli huomattavasti suurempaa (kesto noin 2 sekuntia).

Toinen MET-tekniikan tuloksellisuuteen liitetty neurofysiologinen relaksaatiomekanismi pohjautuu antagonistin isometrisestä jännityksestä johtuvaan fysiologiseen reaktioon nimeltä resiprokaalinen inhibitio (RI). Tämän tapahtuman toiminta-ajatuksen mukaan lihaksen jännittyessä isometrisesti, sen samassa liikekaavassa oleva antagonistin inhiboituu, joka näkyy välittömänä antagonistin toonisuuden laskuna. Näin ollen MET-käsittelyssä lyhentyneen lihaksen tai lihasryhmän antagonistia isometrisesti jännittämällä saadaan lyhentyneeseen kudokseen lisää elastisuutta ja pituutta. (Chaitow 2008, 11–15.) Mitä kovempaa agonisti jännittyy, sitä enemmän antagonistin inhiboituu (Greenman 2003, 103).

PIR:n toimintaidean takana on siis ajatus, jonka mukaan lihasspindelin aktiivisuus rajoittaisi lihaksen venyvyyttä, ja isometrisen kontraktion jälkeisen neuraalisen relaksoinnin kautta voitaisiin estää passiivisen venytyksen aikana tapahtuva lihasspindelin aktivoituminen. Useiden tutkimusten mukaan (Condon ym. 1987, 24–30; Osternig ym. 1990, 106–111; Magnusson ym. 1995, 377–386; Magnusson ym. 1996c, 291–298; Magnusson ym. 1996d, 323–328; Klinge ym. 1997, 710–716; McHugh ym. 1998, 928–932) hitaasti suoritettuna passiivisen venytyksen aikana ei kuitenkaan ilmene refleksistä johtuvaa EMG-aktiivisuuden kohoamista. Tämä tutkimustulos sulkee pois sen vaihtoehdon, että lihasspindelin tuottama monosynaptinen venytysrefleksi olisi yksi lihaksen passiivista venyttämistä estävä tekijä.

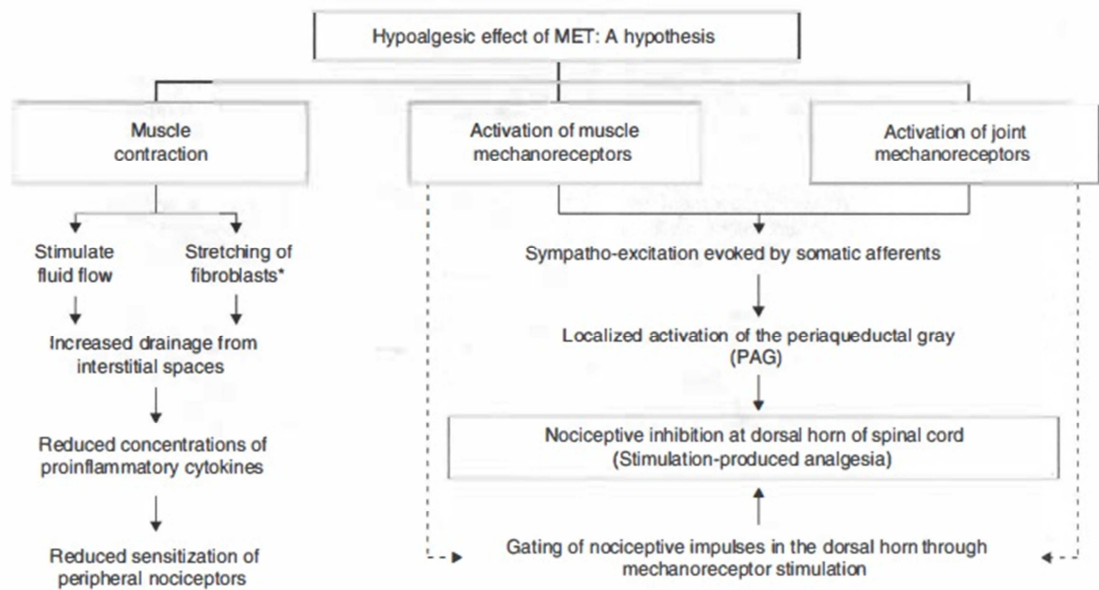
Toinen tutkimuksissa havaittu löydös sulkee sekä PIR:n, että RI:n pois MET-tekniikan tuloksellisuutta selittävistä päätekijöistä. Tutkimuksissa, joissa on mitattu MET-tekniikan tuloksellisuutta sekä EMG-aktiivisuutta, on havaittu lisääntyneen ROM muutoksen lisäksi joko muuttumaton (Magnusson ym. 1996b, 373–378; Magnusson ym. 1996c, 291–298) tai lisääntynyt EMG-aktiivisuus (Osternig ym. 1987, 298–307; Osternig ym. 1990, 106–111; Ferber ym. 2002b, 391–397; Mitchell ym. 2009, 343–357). Jos MET-tekniikan (tai MET-tekniikan variaation) tuloksellisuuden selittävänä päätekijänä olisi neurofysiologinen relaksaatiomekanismi, tulisi silloin EMG-aktiivisuuden laskea joko suorituksen yhteydessä tai välittömästi sen jälkeen. Näiden tietojen pohjalta neurofysiologiset rentoutusmekanismit eivät voi olla MET-tekniikan tuloksellisuutta selittävä päätekijä.

4.2.2 Hypoalgesia

Tällä hetkellä voimakkaimmin esille tulleista MET-tekniikan toimintamekanismeista on ehdottomasti lisääntynyt venytystoleranssi. Toisin sanoen kehittynyt kyky kestää venytyksestä aiheutuvaa kipua aiempaa enemmän (hypoalgesia). Useat tutkimukset (Magnusson ym. 1996b, 373–378; Ballantyne ym. 2003, 59–63; Dearing & Hamilton 2003, 87–88; McCarthy ym. 2007, 104–112; Selkow ym. 2009, 14–18; Nagrale ym. 2010, 37–43; Prachi ym. 2010, 54–58; Prashant ym. 2010, 32–36; Parmar ym. 2011, 25–30) ovat tutkineet MET-tekniikan vaikuttavuutta liikelaajuuden kehittymisen ohella myös subjektiivisen kivuntunteuksen suhteen. Tulokset ovat olleet mitattuina VAS-asteikolla, ja jokaisessa tutkimuksessa on tullut yksiselitteisesti sama vastaus vastaan: MET vaikuttaa olennaisesti tutkittavien henkilöiden subjektiiviseen kiputunteeseen.

Degenhardt ym. (2007, 387–400) tutkivat verikokeiden avulla huomioitavien, kipua esittävien biomerkkien arvon muutoksia osteopaattisten hoitomuotojen yhteydessä (ortopedic manual treatment, OMT). Tutkimukseen osallistui kontrolliryhmä sekä alaselkävivusta (low back pain, LBP) oirehtiva tutkimusryhmä, molemmille ryhmille suoritettiin OMT hoitoja, joista MET yhtenä hoitomuotona. Mitatuista verikokeista ilmeni tutkimustuloksena useiden kipubiomerkkien (ml. endokannabinoidit ja endorfiini) pitoisuuden kohoaminen. LBP ryhmässä arvot kohosivat kontrolliryhmää voimakkaammin.

Fryer ja Fossum (2010, 222–224) ovat laatineet hypoteesin neurofysiologisesta selvityksestä MET-tekniikan analgeesisen vaikutuksen suhteen (kuvio 2). Heidän mukaan tapahtumaketju alkaa isometrisen kontraktion aikaansaaman lihasten ja nivelten mekanoreseptoreiden aktivaation kautta. Aktivoituminen johtaa somaattisten efferenttien hermosolujen aikaansaamaan sympaattisen hermoston aktivoitumiseen sekä keskiaivojen keskiharmaan alueen paikalliseen aktivaatioon, joka osallistuu kivun tunteen alentavaan modulointiin. Mekanoreseptoreiden aktivoitumisen johdosta selkäytimen takasarvessa ilmenee nosiseptiivinen inhibitio (mekanoreseptoreiden samanaikainen stimulaatio estää nosiseptiivisten impulssien etenemisen takasarvesta eteenpäin).



KUVIO 2. Hypoalgesian hypoteesi (Fryer & Fossum 2010, 224)

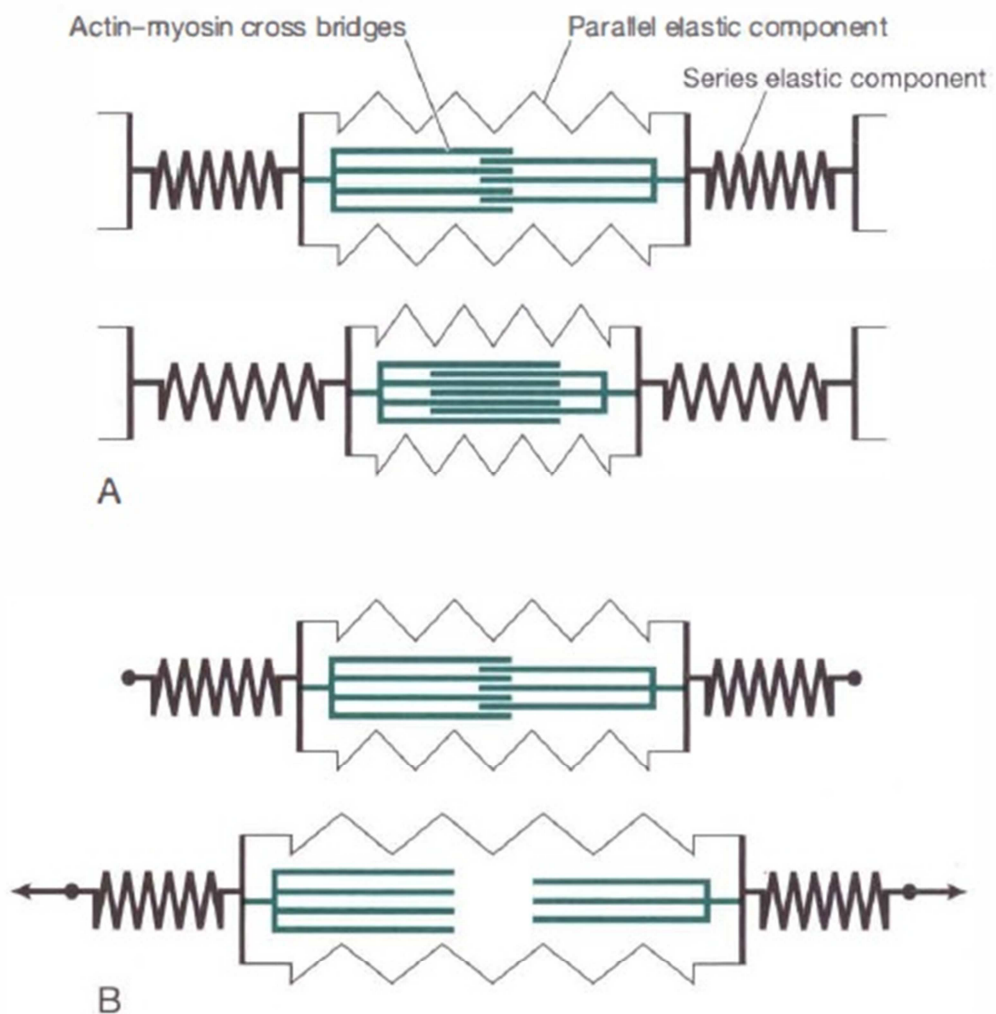
4.2.3 Myofaskiaalisten rakenteiden muutokset

Yksi MET-tekniikan ehdotetuista toimintamekanismeista liittyy myofaskiaalisten kudosten muutoksiin. Muutosehdotukset kohdentuvat myofaskiaalisten kudosten sidekudosrakenteiden (viskoelastiset ja plastiset muutokset) sekä vesipitoisuuden muutoksiin. Sidekudosrakenteissa tapahtuvat muutokset ovat riippuvaisia suhteessa aikaan sekä historiaan. Riittävän pitkän kudokseen kohdistuvan venytyksen johdosta sidekudosrakenteissa tapahtuu hidas pidentyminen. Tapahtumaa kutsutaan nimellä ”creep”. Creepin tapahduttua lisääntyneen kuorman avulla voidaan saada aikaan kollageenisäikeisiin kohdistuvia pieniä mikroropeämiä, jonka kautta sidekudosrakenteissa voi tapahtua pysyviä muutoksia kollageenin uudelleenjärjestäytymisen kautta. (Fryer & Fossum 2010, 226.)

Toinen sidekudoksessa jatkuvan venytyksen aikana tapahtuva muutos on nimeltään viskoelastinen stressirelaksaatio. Viskoelastinen stressireaktio on havaittu tutkimusten perusteella, jossa mittauskohteina ovat olleet venytetyssä tilassa olevan lihaksen tuottama passiivinen vääntömomentti sekä EMG-aktiivisuus. Venytetyssä tilassa olevan lihaksen passiivinen vääntömomentti laskee tietyn aikarajan jälkeen, mutta lihaksen EMG-aktiivisuudessa ei tapahdu muutosta. Tämän pohjalta on tehty päätelmä, että kyseessä on lihaksen viskoelastisten rakenteiden kuormituksesta johtuva

relaksaatiovaihe. (Magnusson ym. 1996d, 323–328; Ryan ym. 2012, 179–184). Kyseinen reaktio on tutkimusten avulla (McHugh ym. 1992, 1375–1382; Magnusson ym. 1996d, 323–328; Gajdosik 2005, 379–388; Ryan ym. 2012, 179–184) rajattu tapahtuvaksi 15–90 sekunnin kestoisen staattisen venytyksen aikana.

Fryerin viittauksen (2006, 122) mukaan passiivinen venyttely vaikuttaisi enemmän lihaksen PEC rakenteisiin, mutta isometrinen kontraktio kuormittaisi enemmän SEC rakenteita (kuvio 3). Kuvio 3:n A- kohdassa kuvataan isometrisen kontraktion aikana tapahtuva (PEC- rakenteiden supistumisesta aiheutuva) SEC- rakenteiden venyminen. B- kohdassa kuvataan vastaavasti passiivisen venytyksen voimakkaampi kohdentuminen PEC- kuin SEC- rakenteisiin.



KUVIO 3. Isometrisen kontraktion ja passiivisen venytyksen kohdentuminen SEC- ja PEC- rakenteisiin (Fryer 2006,122).

Tämän puolesta passiivisen venyttelyn ja isometrisen lihastyön yhdistäminen vaikuttaisi voimakkaammin ja kokonaisvaltaisemmin lihaksen rakenteisiin, kuin pelkkä lihaksen passiivinen venyttäminen. Lieber ym. (1991, 86-92) suorittama tutkimus tukee tätä väitettä, heidän tutkimuksensa mukaan jänteen kuormitus lisääntyy noin 2 % ja lihaskänteen kuormitus lisääntyy noin 8 % passiivisen venytyksen aikana.

Vesipitoisuuden muutoksilla viitataan fibroblastien aktiivisuuteen sekä ekstrasellulaarisen tilan vaikutuksiin. Voimakkaan kuormituksen aikana kollageenisäiekimppujen halkaisija pienenee, jonka oletetaan johtuvan veden sekä GAG:n menettämisen johdosta. Venyttelyn sekä kudismanipulaation väitetään stimuloivan mekanoreseptoreita, joka taas tuottaisi autonomisesti säädellyn muutoksen ekstrasellulaaritalan nestepitoisuuksissa. Fibroblastien mekaanisen stimulaation on osoitettu tuottavan positiivisia muutoksia kasvutekijöiden tuotannossa, samaan aikaan lisääntyneen kollageeniaktiivisuuden yhteydessä. Tämä tulos tukee väitettä, jonka mukaan MET-tekniikan ja venyttelyn yhdistelmä vaikuttaisi fibroblastien bioaktiivisuuteen sekä ekstrasellulaarisen nesteen dynamiikkaan. (Fryer & Fossum 2010, 226.)

Useat tutkimukset (Bandy & Irion 1994, 1090-1096; Bandy ym. 1997, 845–850; Feland ym. 2001b, 1100–1117) raportoivat hamstring-lihasryhmään kohdennettujen passiivisten venytysten aiheuttavan ROM muutoksia polvinivelessä, mutta näissä tutkimuksissa ei suoritettu passiivisen vääntömomentin arvoa ennen tai jälkeen mittauksen. Magnusson ym. (1996a, 622–628; 2000a, 1160–1164) tutkivat kyseistä aihetta mitaten passiivisen vääntömomentin arvon ennen sekä jälkeen mittauksen, molemmissa tutkimuksissa vääntömomentin arvo laski lihaspituuden pysyessä samana, mikä viittaisi viskoelastiseen stressirelaksaatioon. Molemmissa tutkimuksissa relaksaatiovaihe osoittautui lyhytkestoiseksi: ensimmäisessä tutkimuksessa relaksaatiovaihe oli palautunut tunnin kuluttua suorituksesta, toisessa tutkimuksessa palautuminen oli tapahtunut jo 30 sekunnin aikana.

Varsinaisesti MET-tekniikan yhteydessä asiasta löytyi kaksi tutkimusta. Magnusson ym. (1996b, 373–378) ja Ballantyne ym. (2003, 59–63) suorittivat mittauksen passiivisen polven ekstension (passive knee extension, PKE) sekä vääntömomentin suhteen. Mittaus suoritettiin hamstring-lihasryhmälle suoritettua MET-kontraktion jälkeen. Molemmissa tutkimuksissa ROM laajeni kontrolliryhmään nähden

huomattavasti, mutta molemmissa ryhmissä ROM laajentumisen takana on ollut myös samanaikainen vääntömomentin suurentuminen. Tämä vuorostaan viittaa siihen, että kyseessä on ollut enemmänkin venytystoleranssin kasvu, kuin lihaksen viskoelastinen muutos. Lisäksi Klinge ym. (1997, 710–716) tutkimuksen mukaan pelkästään isometrinen lihastyö ei saa lihaksessa aikaan viskoelastiseen stressirelaksaatioon liittyvää passiivisen vääntömomentin arvon pienenemistä.

4.2.4 Muut tekijät

Muita ehdotettuja MET-tekniikan vaikuttavuuteen liittyviä mekanismeja ovat kudoksen nestekierron lisääntyminen sekä proprioseptiikan ja motorisen kontrollin kehittyminen. Näistä kyseessä olevista aiheista ei kuitenkaan löydy varsinaisesti MET-tekniikan yhteydessä tutkittua tietoa. Johtopäätökset ovat enemmänkin spekulointia mahdollisista tapahtumista.

Fryer (2010, 227) viittaa kirjoittamassaan tekstissä, että lihaskontraktiolla saataisiin aikaan voimakas vaikutus välikudosten neste- sekä lymfakiertoon, ja Havas ym. (1997, 233–239) suorittama tutkimus tukee tätä väitettä. Heidän mukaan rytmisesti suoritettujen lihaskontraktioiden lisäävät veren- sekä lymfakiertoa lihaksessa ja fyysisellä aktiivisuudella voidaan lisätä lymfaverenkiertoa sekä perifeerisesti, että rintakehäalueella. Lisäksi sidekudoksen fibroblasteihin kohdistuvan mekaanisen voiman on havaittu kohottavan alueen painetta sekä samalla lisäten transkapillaarista verenkiertoa (Langevin ym. 2005, 747–756). Tämän pohjalta on mahdollista, että MET (intermittiivisesti suoritettujen isometrisien kontraktioiden sekä relaksaatiovaiheiden) voisi edesauttaa lymfakierron sekä kudoksen nesteen kiertonopeutta.

Proprioseptiikan sekä motorisen kontrollin kehittyminen liittyy suoranaisesti kipupotilaisiin. Fryer esittää kirjassaan (2010, 225–226) tutkittuun tietoon vedoten, että selkävauriosta kärsivien potilaiden proprioseptiikka sekä motorinen kontrolli olisivat häiriintyneet huomattavasti. Samalla selkäkipu aiheuttaa muutoksia paraspinaalisissa lihasaktiiviteetissa (paraspinaaliset lihakset ovat inhiboituneina kun taas pinnalliset lihakset toimivat ylireagoivasti ärsykkeille).

Kipualueeseen suoritettu MET (tässä esimerkissä selkäranka) mahdollistaa tarkkaan kontrolloidun (lähtöasento, liikkeen suunta, voimakkuus sekä kontrolli), asiakkaan suorittaman isometrisen lihastyön. Tällä voidaan stimuloida nivelen proprioseptoreita sekä mahdollistaa CNS:n normalisoida toiminta-alueen proprioseptiikkaa sekä motorista koordinaatiota. Samaan yhteyteen liittyy olennaisessa osassa aikaisemmin kuvattu hypoalgesia. Emme löytäneet yhtään tutkimusta varsinaisesti asiaan liittyen, mutta manipulatiivisilla hoitokeinoilla kuvattu vaikutus on saatu toteen (Rogers 1997, 50-85; Heikkilä ym. 2000, 151–157; Palmgren ym. 2006, 100–106; Ferreira ym. 2007, 240–248). Tarkkaan suoritettulla MET:llä voidaan saada vastaavanlaisia tuloksia aikaiseksi, mutta tämä asia vaatii tarkempia jatkotutkimuksia asian selvittämiseksi sekä varmistamiseksi.

4.3 MET-tekniikan toteutusmuodot

Isometrinen kontraktio on yksi käytetyimmistä MET-tekniikoista, ja sitä yleensä käytetään heikentyneen nivelliikkuvuuden lisäämiseen (Travell & Simons, 140). Isometrinen kontraktio perustuu postisometriseen relaksaatioon (Travell & Simons, 140; Chaitow 2008, 96) ja resiprokaaliseen inhibitioon (Chaitow 2008, 96). Isometrisen kontraktion jälkeen voidaan suorittaa venytys joko agonistille tai antagonistille, riippuen halutusta vaikutusmekanismista (Chaitow 2008, 96).

Isotoninen kontraktio jaetaan kahteen fysiologiseen pääperiaatteeseen: resiprokaalinen inhibitio ja agonistin lihasjänteyden kehittäminen (sitä kautta kehittää heikon lihaksen kykyä suoriutua sen fysiologisesta funktiosta). Molemmat pääperiaatteet vähentävät hypertonisuutta lyhentyneessä antagonistissa ja lisäävät voimaa agonistissa. (Greenman 2003, 103.)

Isotonisessa eksentrisessä kontraktiossa lihaksen pituus kasvaa vastuksen voittaessa käsittelyssä olevan lihaksen tai lihasryhmän voiman, ja lihassäikeet venyvät. Agonisti venytetään täyteen fysiologiseen lepopituuteen saakka. Isotonista eksentristä kontraktiota käytetään heikentyneen agonistin vahvistamiseen ja samanaikaisesti valmistetaan inhiboimalla kireää antagonistia seuraavaa tekniikkaa varten. (Greenman 2003, 102; Chaitow 2008, 104.) Eksentristä kontraktiota hyödynnetään myös

kollageenien väliin muodostuneiden poikkisiltojen sekä fibroottisten adheesioiden rikkomiseen. (Seffinger ym. 2007, 65).

Isotonisessa konsentrisessa kontraktiossa agonistin pituus lyhenee, potilaan tuottaman lihasvoiman voittaessa terapeutin säätelemän vastuksen. Isotoninen konsentrisen kontraktio suoritetaan tasaisella suoritusnopeudella muuttumatonta vastusta vastaan. Isotonista konsentrista kontraktiota käytetään heikentyneen agonistin vahvistamiseen. (Greenman 2003, 102; Chaitow 2008, 104.)

Isokineettinen kontraktio tunnetaan myös nimellä progressiivinen vastustettu harjoittelu. Tällä MET-tekniikan variaatiolla voidaan vahvistaa lihaksen voimantuottokykyä ja koordinaatiota. Isokineettinen kontraktio suoritetaan noin neljän sekunnin pituisena ja sen tulee vastata kyseisen lihaksen tai lihasryhmän liikekaavan liikerataa mahdollisimman tarkasti. Kontraktion on oltava lähes maksimaalinen. Kontraktiot suoritetaan sekä konsentrisesti että eksentrisesti, ja niitä suositellaan suoritettavaksi lyhyinä sarjoina enemmän kuin pitkinä kertauksina. (Richter ym. 2006, 108; Chaitow 2008, 15.)

4.4 MET-tekniikan menetelmät

MET-tekniikan toteuttamiseen on käytössä useita eri menetelmiä. MET-tekniikan yhteydessä yleisimmiten mainittuja menetelmiä ovat CR-, ACR- sekä CRAC-menetelmät. Nämä menetelmät ovat yhteneviä myös muiden tekniikoiden suoritustapojen kanssa (mm. PNF-tekniikka). MET-tekniikan menetelmien yhteydessä yleisin käytetty lihastyömuoto on isometrinen kontraktio.

Jännitys-rentoutus (Contract-Relax, CR) menetelmässä terapeutti venyttää ensin asiakkaan hamstring-lihaksia passiivisesti haluttuun rajaan saakka. Tämän jälkeen asiakas suorittaa aktiivisen isometrisen kontraktion hamstring-lihaksillaan terapeutin aiheuttamaa vastusta vastaan. Nivelkulman tulisi säilyä samana isometrisen kontraktion aikana, kuin mitä passiivisen alkuvenytyksen aikana saavutetaan. Tämän jälkeen asiakas rentouttaa hamstring-lihasryhmän. Rentoutusvaiheen jälkeen seuraa joko uudelleen suoritettava kontraktio/relaksaatiosykli, tai terapeutti voi suorittaa kohdelihakselle

passiivisen venytyksen. (Fryer 2006, 111.) CR menetelmä pohjautuu PIR toimintaideaan.

PNF-kirjallisuudessa CR-menetelmän rinnalla määritellään myös HR-menetelmä (hold-relax). CR-menetelmä sekä HR-menetelmä erotetaan toisistaan lihastyömuodolla, CRmenetelmä määritetään isotonisena lihastyönä, kun taas HR-menetelmä on puhtaasti isometrinen. (Alter 2004, 170.) PNF-kirjallisuudessa esitetty HR-menetelmä on siis vastaava, kuin MET-kirjallisuudessa esitetty CR-menetelmä.

Agonistin jännitys-rentoutus (Agonist-Contract-Relax, ACR) menetelmässä terapeutti venyttää ensin passiivisesti asiakkaan hamstring-lihasryhmää haluttuun rajaan saakka. Tämän jälkeen asiakas jännittää aktiivisesti quadriceps- lihasryhmän, jolla hän pyrkii aktiivisesti ojentamaan polviniveltään ja samalla venyttämään hamstring-lihasryhmäänsä voimakkaammin. Tämän jälkeen asiakas rentouttaa quadriceps-lihasryhmän, jonka jälkeen terapeutti joko ylläpitää asiakkaan aktiivisesti saavuttaman uuden nivelkulman, tai suorittaa hamstring-lihasryhmälle passiivisesti lisävenytyksen. (Fryer 2006, 111). ACR menetelmä pohjautuu RI toimintaideaan.

Jännitys-rentoutus-agonistin jännitys-menetelmä (Contract-Relax-Agonist-Contract, CRAC) on yhdistelmä edellä mainituista menetelmistä, jossa ensin suoritetaan CR-menetelmä ja sen jälkeen ACR-menetelmä. Terapeutti venyttää ensin asiakkaan hamstring-lihasryhmää passiivisesti haluttuun rajaan saakka, jonka jälkeen asiakas jännittää aktiivisesti hamstring-lihaksiaan terapeutin aiheuttamaa vastusta vastaan. Seuraavaksi asiakas jännittää aktiivisesti quadriceps-lihasryhmän, jolloin hän pyrkii aktiivisesti ekstensoimaan polveaan ja samalla venyttämään hamstring-lihasryhmäänsä voimakkaammin. Tämän jälkeen asiakas rentouttaa quadriceps-lihasryhmän, jonka jälkeen terapeutti joko suorittaa hamstring-lihasryhmälle passiivisesti lisävenytyksen, tai sama kontraktiosykli toistetaan uudelleen. (Fryer 2006, 111.)

Tutkimuksissa, jotka käsittelevät eri tekniikkamuotojen vaikutusta nivelen liikelaajuuden lisäämiseksi, ehdottomasti käytetyin menetelmämuoto on CR-menetelmä. Useat tutkimukset (Etnyre ym. 1986a, 189–196; Osternig ym. 1987, 298–307; Osternig ym. 1990, 106–111; Ferber 2002a, 132–142; Ferber ym. 2002b, 391–397; Nagarwal ym. 2009, 25–33) ovat verranneet ACR- ja CRAC-menetelmiä CR-menetelmään, ja jokaisessa tutkimuksessa tuloksena on ollut ACR/CRAC-menetelmällä

saavutettu suurempi ROM muutos suhteessa CR-menetelmällä saavutettuun muutokseen. Toisaalta tutkimukset raportoivat ACR/CRAC-menetelmän olevan tutkittavien mielestä epämiellyttävämpi suorittaa, kuin CR-menetelmä.

4.5 MET-tekniikan suorittaminen nivelen liikelaajuuden lisäämiseksi

MET-tekniikkaa käsittelevästä kirjallisuudesta ei löydy yksiselitteistä toimintamallia siitä miten MET-tekniikka tulisi suorittaa jos tavoitteena on lisätä polvinivelen ekstensiosuuntaista liikelaajuutta. MET-tekniikkaa suorittaessa lihaskontraktion kestolla, lihaskontraktion jälkeisen venytyksen pituudella ja toistojen määrällä on merkitystä sen tehokkuuden kannalta.

MET- ja PNF nimikkeiden alla tehdyissä tutkimuksissa on tutkittu niiden vaikuttavuutta polvinivelen ekstensiosuuntaiseen liikelaajuuteen eri menetelmillä. Näissä tutkimuksissa toteutukset vaihtelivat eniten lihaskontraktion ja venytyksen keston suhteen. Kirjallisuudesta löydettävien suositusten mukaan MET-tekniikkaa suorittaessa kontraktion voimakkuuden tulisi olla suhteellisen kevyt (20–25% MVIC) ja PNF tekniikan yleinen suositus lihaskontraktion voimakkuudeksi on 100 % MVIC. Nämä suositukset ovat kuitenkin ristiriidassa siihen mitä tuloksia tutkimuksista on saatu.

4.5.1 Kontraktion ajallinen pituus

Nivelen liikelaajuutta sekä lihaksen laajentuvuutta lisätessä ehdottomasti käytetyin tekniikkamuoto on isometrisen lihastyön ja passiivisen venytyksen yhdistelmä. Isometrisen lihaskontraktion ajallinen pituus nivelen liikelaajuuden lisäämisen yhteydessä on saatu tutkitun tiedon avulla rajattua tiettyyn viitekehyykseen. Fryerin ja Ruszkowskin (2004, 79–84) mukaan atlanto-axiaaliniiveleen suoritettuna viiden sekunnin submaksimaalisen kontraktion teho oli merkittävästi suurempi verrattuna 20 sekunnin kontraktioon, ja 20 sekunnin kontraktio ilmeni tehokkaampana kuin kontrolliryhmän vaikutus. Mehta ja Hatton (2002, 40) tutkivat 5 ja 20 sekunnin submaksimaalisten kontraktioiden eroja, molemmilla ajoilla saatiin merkittävä ero kontrolliryhmään, mutta aikojen keskinäinen ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä.

Bonnar, Deiver ja Gould (2004, 258–261) vertasivat hamstring-lihasryhmään suoritettuja kolmen, kuuden ja kymmenen sekunnin kontraktioaikoja. Tämän tutkimuksen mukaan näillä kestoajoilla ei ollut keskinäistä eroa. Rowlands ym. (2003, 47-51) suorittivat tutkimuksen, joka kohdentui lihaksen pitkäaikaisen joustavuuden lisäämiseen. Kyseinen tutkimus vertasi viiden ja kymmenen sekunnin aikoja, ja pidemmällä ajalla saatiin kyseisessä tutkimuksessa suurempi vaikutus. Schmitt ym. (1999, 16–21) vertasivat kuuden ja 12 sekunnin submaksimaalisten kontraktioiden eroja, ero kontrolliryhmään oli merkittävä mutta keskinäistä eroa ajoilla ei ollut. Nelson ja Cornelius (1991, 385–388) vertasivat kolmen, kuuden ja kymmen sekunnin maksimaalista isometristä kontraktiota, ja näiden ryhmien välillä ei ilmennyt merkittävää tilastollista eroa.

Lyhyesti sanottuna, tutkittuun tietoon pohjautuen, optimaalinen kontraktion kesto tulee olla noin 3-10 sekuntia. Kirjallisuudessa Leon Chaitowin (2006, 96) mukaan vaaditaan 7-10 sekunnin mittainen isometrinen kontraktio riittävän lihaksen inhiboinnin saavuttamiseksi. Kirjallisuudessa esitetään myös 3-6 sekunnin viitekehysarvo (Seffinger ym. 2007, 65–66).

4.5.2 Kontraktion voimakkuus

MET- ja PNF-tekniikan olennaisin ero tulee voimakkuudesta, jolla isometrinen lihastyö tulisi suorittaa. MET-tekniikassa yleisesti suositeltu voimakkuus on 20–25%, kun taas PNF-tekniikassa hyödynnetään myös suurempia voimakkuuksia. Leon Chaitow viittaa kirjassaan (2006, 4) kevyemmän isometrisen lihaskontraktion voimakkuuden hyödyistä. Viittauksen mukaan 1) suuremman voiman käyttö kohdistuu faasiin kuin posturaalisiin lihaksiin, 2) kevyemmän kontraktion suorittaminen on sekä terapeutille että asiakkaalle helpompaa suorittaa, 3) krampien, kudonvaurioiden sekä kivun aiheuttaminen on epätodennäköisempää, kun käytetään kevyempää voimakkuutta sekä 4) kevyiden isometristen kontraktioiden suorittaminen yhdessä kohdistetun hengityksen sekä silmien liikkeiden kanssa voisi aiheuttaa voimakkaamman relaksaation, ja sitä kautta suuremman liikelaajuuden nivelessä sekä lihaksessa.

Feland ja Marin (2004, 38) vertasivat 20 %, 60 % ja 100 % teholla suoritettuja maksimaalisia isometrisiä kontraktioita suhteessa hamstring-lihasryhmän venyvyyden

kehittämiseksi. Tilastollisesti merkitseviä keskinäisiä eroja ei ryhmien välillä ilmentynyt, mutta ero kontrolliryhmään oli merkittävä. Lisäksi Sheard ja Paine (2010, 416–421) suorittivat vertailun myös hamstring-lihasryhmälle, vertailulukuina 20 %, 50 % ja 100 % MVIC- tehot. Tilastollisesti merkittävimmän eron saavutti 50 % MVIC- teholla suoritettu ryhmä, ja merkittävin ero tutkimisen aikana ilmeni 64,3 % MVIC- teholla suoritettun kontraktion aikana. Schmitt ym. (1999, 16–21) mukaan 10 päivän kestoisen venyttelyohjelman aikana suoritettu progressiivisesti kohoava voimakkuus olisi tehokkaampaa, kuin saman voimakkuuden suorittaminen jokaisella venyttelykerralla. Lisäksi Regis C. (2001) suoritti vertailun 0 %, 10 %, 20 %, 50 % ja 100 % MVIC teholla suoritettun MET-menetelmän vaikutuksen PKE liikkuvuuteen. Tutkimuksen mukaan jokainen voimakkuus lisäsi PKE lukua merkittävästi, mutta mitä suurempi voimakkuus, sitä enemmän PKE arvo kasvoi. Kyseisen tutkimuksen mukaan 50 % teholla suoritettu kontraktio on yhtä tehokas kuin 100 % teholla suoritettu.

Varsinaisten prosenttilukujen toteuttaminen käytännössä vaatii kuitenkin erikseen hankittavan mittauslaitteen, sekä ennen varsinaista hoitokertaa suoritettun 100 % MVIC- tehon määrittämisen kyseisen laitteen avulla. Sheard ym. (2009, 539–543) suorittivat tutkimuksen, jonka aiheena oli selvittää pystyvätkö liikunnallisesti aktiiviset henkilöt tuottamaan halutun voimaprosenttimäärän pelkän oman arvion perusteella. Tutkimuksessa verrattiin 20 %, 50 % ja 100 % tehoja. Pyydetyn 20 % tehon keskiarvo asettui 19,6- 36.1 % välille, 50 % teho asettui 42.8–50.5 % välille ja 100 % teho asettui 83.7–91.0 % välille.

Isometrisellä lihaskontraktiolla saavutettava ROM:n muutos on toisin sanoen osittain riippuvainen suoritettun tehon määrästä, tutkimusten mukaan pieni keskimääräistä suurempi viitearvo on noin 50 % teholla suoritettulle lihaskontraktiolle. Lisäksi 100 % MVIC:n teholla suoritettu lihaskontraktio voi olla liian voimakas varsinkin heikkokuntoisille osallistujille, jonka puolesta 50 % teholla suoritettu MVIC olisi myös turvallisempi suorittaa.

4.5.3 Kontraktion jälkeisen venytyksen kesto

Isometrisen kontraktion jälkeisen venytyksen keston pituus on yksi osittain kiistellyistä asioista MET-tekniikan suorittamisessa. Smith ym. (2008, 312–317) vertasivat 30

sekunnin ja kolmen sekunnin postisometrisen venytyksen eroavaisuuksia aktiivisen polven ekstension (AKE) suhteen. Tutkimustuloksena oli molempien ryhmien merkittävä kehittyminen polven ekstension suhteen, mutta tilastollisesti merkittävää eroa ryhmien välillä ei ilmennyt. Tutkimuksessa vertailtiin kahden keskeisen MET-tekniikoihin perehtyneen henkilön mielipiteitä venytyksen kestosta. Greenman (2003, 104) ehdottaa kirjassaan muutaman sekunnin kestoista isometrisen kontraktion jälkeistä rentoutumisvaihetta, jonka jälkeen lihas viedään uuteen lepopituuteen. Varsinainen venytys tapahtuisi siis tämän toimenpiteen aikana, jonka jälkeen isometrinen kontraktio uusittaisiin aikaisempaa vastaavalla tavalla. Chaitow taas ehdottaa kirjassaan (2006, 97) 30–60 sekunnin kestoista venytystä kroonisesti lyhentyneille lihaksille.

Ilman isometristä kontraktiota suoritettut tutkimukset voidaan venytyksen keston osalta liittää MET-tekniikan suorittamiseen. Bandy ym. (1997, 1090–1096) suorittaman tutkimuksen mukaan 30 sekunnin ja 60 sekunnin kestoilla venytyksillä ei ollut tilastollisesti merkittävää eroa hamstring-lihasryhmän venyvyyden suhteen, ja Bandy ym. (1994, 845–850) tutkimuksen mukaan 30 ja 60 sekunnin venytys kehitti polven liikelaajuutta merkittävästi enemmän kuin 15 sekunnin venytys. Roberts ym. (1999, 259–263) tutkivat viiden ja 15 sekunnin venytyksen eroja passiivisten sekä aktiivisten liikelaajuuksien kehittämisessä. Passiivisen liikkeen suhteen ryhmien välillä ei ilmentynyt eroja, mutta aktiivisessa liikkeessä 15 sekunnin ryhmä kehittyi merkittävästi enemmän. Feland ym. (2001b, 1100–1117) tutkivat optimaalisen venytyksen ajallista kestoa yli 65-vuotiaiden hamstring-lihasryhmän suhteen. Heidän tutkimuksen mukaan 60 sekunnin venytyksellä saatiin merkittävästi parempi tulos verrattuna 30 sekunnin sekä 15 sekunnin kestoisiin venytyksiin.

Isometrisen kontraktion jälkeisen venytyksen kesto voidaan lyhyesti määrittää 3–30 sekunnin kestoiseksi suorituksiksi. Toisin sanoen venytyksen rooli ROM:n muutoksen suhteen voi olla vähäisempi, kuin isometrisen kontraktion rooli. Muutoin optimaalinen venytyksen kesto aika on noin 30 sekuntia. Yli 65-vuotiaiden kohdalla 60 sekunnin venytyksellä voidaan saada parempi tulos aikaan.

4.5.4 Kontraktioiden toistettavuus ja muut tekijät

Kontraktio/relaksaatiovaiheiden optimaalisesta toistomäärästä on saatu myös tutkimusten avulla rajattua tietty frekvenssi. Osternig ym. (1990, 106–111) suorittaman kaksivaiheisen tutkimuksen mukaan 64–84% ROM muutoksesta saavutettiin ensimmäisen vaiheen aikana, kun suoritustekniikoina olivat CR, ACR sekä passiivinen venytys. Magnusson ym. (1996b, 373–378) saavuttivat hamstring-lihasryhmään 33 % ROM:n muutoksen vain yhden 6 sekuntia kestävän CR suorituksen jälkeen. Da Silva ym. (2007) vertasivat tutkimuksessaan yhden, kolmen ja kuuden toiston aikaansaamia muutoksia polvinivelen liikelaajuudessa. Kolmen ja kuuden toiston suorituksilla ei ilmennyt tilastollisesti merkittävää eroa, kun taas yhden toiston suorituksella saavutettiin keskiarvolta 4,25 astetta pienempi tulos kuin kolmen ja kuuden toiston suorituksilla.

Yleensä tutkimuksissa hyödynnetään 2-4 toistokertaa (Carter ym. 2000, 269–278; Ballantyne ym. 2003, 59–63; Fryer ym. 2006, 1-21). Viikkotasolla Wallin ym. (1985, 263–268) suorittaman tutkimuksen mukaan yksi CR kerta riittää ylläpitämään saavutettua liikelaajuutta, kun taas 3 tai 5 kertaa suoritettuna CR-tekniikan avulla saavutettiin suurempi ROM muutos.

Funk ym. (2003, 489–492) suorittaman tutkimuksen mukaan otollisin suorittamisajankohta voi olla heti harjoittelun jälkeen, jos tarkoituksena on lisätä lihaksen joustavuutta sekä nivelen liikelaajuutta. Lisäksi cryoterapialla väitetään olevan vaikutus lihasspindelien ärsykekyvyyksen nostamiseen, joka voisi lieventää venytysrefleksiä ja vaikuttaa tätä kautta suurempaan saavutettuun ROM muutokseen (Fryer 2006, 117). Cornelius ym. (1992, 311–314) tutkimuksen mukaan jääpalapussilla käsitellyssä hamstring-lihasryhmässä ei tapahtunut muutosta CR, ACR ja CRAC ryhmien välillä, mutta eroavaisuus passiiviseen venyttelyyn sekä kontrolliryhmään oli huomattava. CR, ACR ja CRAC ryhmät jaettiin jääpalapussilla käsiteltyihin sekä käsittelemättömiin osallistujiin. Vastaavasti Burke ym. (2001, 16–19) tutkivat ACR tekniikkaa kylmä- ja lämpöhoidon kanssa. Kylmä- tai lämpöhoidon tulokset eivät eronneet normaalista ACR ryhmän tuloksista, mutta jokaisessa ryhmässä saavutettiin suuri ero kontrolliryhmään verraten.

5 HAMSTRING-LIHASRYHMÄÄN KOHDENNETUN MET-TEKNIIKAN VAIKUTUS POLVINIVELEN EKSTENSIOSUUNTAISEEN LIKELAAJUUTEEN

5.1 MET-tutkimukset

Hamstring-lihasryhmään kohdennettuja, MET-nimikkeen alla julkaistuja tutkimuksia löysimme yhteensä seitsemän kappaletta. Tutkimuksista kaikki on suoritettu CR-menetelmällä (liite 1). Tutkimuksissa suoritettu kontraktion voimakkuus vaihtelee kevyesti suoritettun ja 75% välillä, kontraktion ajallinen kesto määrittyy 5-10 sekunnin väliin, relaksaatiovaiheen rajausta asettaa 2-3 sekunnin aikarajaan sekä venytyksen kesto on ollut 3-30 sekunnin mittainen. MET-tekniikan suorituskerrat yhden hoitokerran aikana ovat olleet 3-7 suorituksen välillä ja tutkimukset ovat olleet joko yhden kerran suorituksia, tai pidemmällä aikavälillä (5 päivää – 4 viikkoa) tapahtuneita hoitokertoja. Jokainen kontraktio on suoritettu polviniveleen kohdentuvalla kontraktiolla.

Jokainen tutkimus on suoritettu tutkittavan ollessa selinmakuuasennossa. Kahta tutkimusta lukuunottamatta (Fryer ym. 2006 ja Kostidis ym. 2006) tutkittavan jalan lonkkakulma on tarkkaan määritetty 90 asteeseen, ja lonkkakulman pysyvyys on varmistettu ulkopuolisen tuen avulla. Lisäksi kyseisissä tutkimuksissa lantio sekä vapaana oleva jalka on sidottu tukiremmeillä hoitopöytään kiinni. Fryer ym. (2006) ja Kostidis ym. (2006) tutkimuksissa tutkittavan jalan lonkkaa ei tuettu 90 asteeseen.

Tutkimuksissa esitetyt tutkimustulokset ovat tutkittu joko aktiivisella (AKE) tai passiivisella (PKE) polven ekstensiotestillä (liite 2). Tutkimustulokset ovat esitetty yleensä astelukumuutoksina (pre/post), jokaisesta tutkimuksesta pre- mittauslukuja ei ollut saatavilla. Tutkimuksissa esitetty ROM muutos on mitattu joko goniometrillä, tai digitaalisen valokuvan ja digitaalisen valokuvan analysointiin pohjautuvan ohjelman avulla. Osa tutkimuksista on suoritettu sokkotutkimuksina. Tutkimuksissa esitetyissä luvuissa polven täysi ekstensio määritellään joko 180° tai 0° asteen kulmana. Tämän vuoksi pre/post- asteluvut esitetään tutkimuksissa eri tavoilla sekä prosenttilukumuutokset eivät ole verrannollisia tutkimusten välillä.

Löytämässämme tutkimuksissa suurimmat esitetyt astelukumuutokset ovat olleet 2,8–20,1 asteen välillä, prosenttiarvot (tapahtunut muutos suhteessa lähtötilanteeseen)

sijoittuvat 1,6–13,9 % väliin. P- arvoltaan (astelukumuutos suhteessa lähtötilanteeseen) tutkimukset sijoittuivat <0.027 ja <0.001 väliin. Tilastoyksiköiden määrä vaihtelee tutkimuksissa 10-54 välillä.

Asteluku- sekä prosenttiarvojen muutokset selittyvät suurimmaksi osaksi MET-suorituskertojen määrästä pidemmällä aikavälillä. Kerran suoritettujen tutkimusten astelukumuutokset sijoittuvat 2,8–6,33 asteen välille (prosenttimuutos 1,6–2,9 %) ja pidemmällä aikavälillä suoritettujen tutkimusten (5 päivää – 4 viikkoa) astelukumuutos sijoittuu 5,6–20,1 asteen välille (prosenttimuutos 4,3–13,9 %). Voimakkain asteluku- sekä prosenttimuutos saavutettiin pisimmän tutkimuksen (Shadmehr 2009, 143-148) aikana, MET-suorituskertoja suoritettiin keskiarvoltaan 3 kertaa viikossa 4 viikon ajan (yhteensä 10 suorituskertaa).

Lisäksi löysimme MET-nimikkeen alla julkaistuja tutkimusabstrakteja 8 kappaletta (Daly, A. 2000; Blackburn, L. 2000; Regis, C. 2001; Clark, P. 2002; Mehta ym. 2002; Shadmehr ym. 2007; Hashim ym. 2010, 32–36; Waseem ym. 2012). Näissä tutkimuksissa hamstring-lihasryhmään kohdennettuna MET-tekniikan aiheuttama muutos polvinivelen liikelaajuuteen esitettiin p- arvoilla <0.05 - <0.0001 . Tutkimusten luotettavuusarvoa ei kuitenkaan voitu kokonaisten tutkimustulosten ja – suorittamisen esittämisen puutteen vuoksi varmentaa.

5.2 PNF-tutkimukset

MET-tekniikan suoritusperiaatteiden mukaisten PNF-nimikkeen alla julkaistuja tutkimuksia löysimme yhteensä 15 kappaletta. Tutkimusten tarkempi suoritusteknillinen erittely löytyy liitteestä 3. PNF-tutkimuksista suurin osa on suoritettu CR-nimikkeen alla, mutta osassa tutkimuksista toteutustapa on silti ollut isometrinen. Tämän erottelun vuoksi erittelimme liitteeseen CR-termin perään IM (isometrinen), jos tutkimuksessa on kuvattu isometrinen lihastyö. Loput tutkimuksista ovat suoritettuja HR, CRAC tai ACR menetelmillä. Kontraktiot ovat suoritettuja joko polvi- tai lonkanivelen kontraktiolla.

PNF-nimikkeen alla suoritettujen tutkimusten kontraktioiden teho vaihtelee 20–100% välillä, kontraktion ajallinen kesto määrittyy 3-30 sekunnin väliin, relaksaatiovaiheen rajaus asettuu 5 sekunnin aikarajaan sekä venytyksen kesto on ollut 5-10 sekunnin

mittainen. PNF-tekniikan suorituskerrat yhden hoitokerran aikana ovat olleet 1-6 suorituksen välillä ja tutkimukset ovat olleet joko yhden kerran suorituksia, tai pidemmällä aikavälillä (5 päivää – 3 viikkoa) tapahtuneita hoitokertoja.

Yhtä tutkimusta lukuunottamatta (Ford ym. 2007, 18-27) jokainen tutkimus on suoritettu tutkittavan ollessa selinmakuuasennossa. Neljää tutkimusta lukuunottamatta (Feland ym. 2001a, 186-193; Ferber ym. 2002a, 132-142; Ferber ym. 2002b, 391-397; Ford ym. 2007, 18-27;) tutkittavan jalan lonkkakulma on tarkkaan määritetty 90 asteeseen, ja lonkkakulman pysyvyys on varmistettu ulkopuolisen tuen avulla. Lisäksi kyseisissä tutkimuksissa lantio sekä vapaana oleva jalka on sidottu tukiremmeillä hoitopöytään kiinni. Ford ym. (2007, 18-27) tutkimus suoritettiin AKE- testilaitteessa, tutkittavan ollessa istuma-asennossa. Lonkkakulma määrittyi testilaitteen varmistamana 110 asteen fleksioon. Feland ym (2001a, 186-193) tutkimuksessa lonkkakulmana pyrittiin pitämään 90-100 astetta. Ferber ym. (2002a, 132-142; 2002b, 391-397) tutkimuksissa lonkkanivel vietiin yksilökohtaisesti suoritettuun maksimaaliseen fleksioasentoon.

Tutkimuksissa esitetyt tutkimustulokset ovat MET-tekniikan tavoin tutkittu joko aktiivisella (AKE) tai passiivisella (PKE) polven ekstensiotestillä (liite 4). Tutkimustulokset ovat esitetty yleensä astelukumuutoksina (pre/post), jokaisesta tutkimuksesta pre- mittauslukuja ei ollut saatavilla. Tutkimuksissa esitetty ROM-muutos on mitattu joko digitaalisella inklinometrillä, manuaalisella goniometrillä tai elektronisella goniometrillä. Tutkimuksista suurin osa on suoritettu sokkotutkimuksena. Tutkimuksissa esitetyissä luvuissa polven täysi ekstensio määritellään joko 180° tai 0° asteen kulmana. Tämän vuoksi pre/post- asteluvut esitetään tutkimuksissa eri tavoilla sekä prosenttilukumuutokset eivät ole verrannollisia tutkimusten välillä.

Tutkimuksissa suurin esitetty astelukumuutos (suhteessa lähtötilanteeseen) on ollut 4,47–43,1 asteen välillä. Prosenttiarvot (tapahtunut muutos suhteessa lähtötilanteeseen) sijoittuvat 8,1–37,9 % väliin. P- arvoltaan (astelukumuutos suhteessa lähtötilanteeseen) tutkimukset sijoittuivat <0.05 ja <0.0001 väliin. Tilastoyksiköiden määrä vaihtelee tutkimuksissa 8-40 välillä.

Osittain MET-nimikkeiden alla julkaistujen tutkimusten kanssa samalla tavalla selittyvät asteluku- sekä prosenttimuutosten erot. Yhden kerran suorituksen jälkeen

astelukumuutos sijoittuu 6,9–21,34 asteen väliin (prosenttimuutos 9,60–20,10 %) ja pidemmällä aikavälillä suoritettujen tutkimusten (5 päivää – 3 viikkoa) astelukumuutos sijoittuu 4,47–43,1 asteen välille (prosenttimuutos 8,1–37,9 %). Voimakkain asteluku- sekä prosenttimuutos saavutettiin pisimmän tutkimuksen (Nagarwal ym. 2009, 25–33) aikana, MET-suorituskertoja suoritettiin 3 kertaa viikossa 3 viikon ajan.

Yhden kerran suoritettuna MET/PNF-harjoitteen aikana saavutettu nivelkulman muutos säilyy lähes muuttumattomana vähintään tunnin ajan harjoituksen jälkeen (Anita ym. 2003, 1-18; Fryer ym. 2006, 1-21; Kostidis ym. 2006, 1-35; Ford ym. 2007, 18-27; Trampas ym. 2010, 91–98), ja 5 peräkkäisen suorituspäivän jälkeen saavutettu muutos säilyy merkittävänä vähintään 3 päivää suorituksen jälkeen (Waseem ym. 2009, e4). Toisaalta Spornoga ym. (2001, 44-48) suorittaman tutkimuksen mukaan muutos säilyi merkittävänä ($p < 0.05$) ainoastaan 6 minuutin ajan suorituksen jälkeen, ja 16 minuutin kohdalla tulos on ollut heikompi kuin lähtötilanteessa

6 JOHTOPÄÄTÖKSET

Hamstring-lihasryhmään kohdennetulla MET-tekniikalla, sekä MET-tekniikan variaatioihin luettavalla PNF-tekniikalla, saadaan merkittäviä tuloksia polvinivelen liikelaajuuden lisäämisessä. MET-tekniikasta aiheutuvat suoritustulokset näkyvät merkittävinä jo yhden hoitokerran jälkeen, mutta tuloskehitys on sitä suurempaa, mitä useammin ja pidempään viikkotasolla suorituskertoja suoritetaan. Tutkimustulokset antavat myös viitteitä pysyvistä muutoksista.

MET-tekniikan sekä MET-tekniikan variaation (PNF-tekniikka) suurin toteuttamisero on ollut suoritettussa kontraktion voimakkuudessa. PNF-nimikkeen alla suoritettujen tutkimusten asteluku- sekä prosenttimuutokset ovat huomattavasti MET-nimikkeen alla suoritettuja vastaavia lukuja suuremmat, joten kontraktion suurempi voimakkuus voi olla tehokkaampi tapa saavuttaa suurempi muutos nivelen liikelaajuuteen. Toinen asiaan vaikuttava tekijä voi olla kontraktion kohdentaminen lonkkanivelen kontraktioon kuin polvinivelen kontraktioon. Toisaalta tekniikoiden tarkemmat vaikutusmekanismit ovat vielä selitystä vailla. Nykykäsityksen mukaan neurofysiologiset refleksirelaksatioon (postisometrinen relaksaatio ja resiprokaalinen inhibitio) perustuvat selitykset eivät ole täydellisiä ja niistä löytyy ristiriitoja tutkimuksiin nähden.

Vaikka suurin osa tutkimuksien MET ja PNF – tekniikoista on toteutettu optimaaliseen voimakkuuteen nähden joko liian pienellä tai liian suurella voimalla, on silti molempien tekniikoiden osalta saatu tilastollisesti merkittäviä tuloksia polvinivelen ekstensiosuuntaisen liikelaajuuden lisäämisessä. Muutokseen vaikuttavat toteutuskertojen määrä, lihaskontraktion voimakkuus ja kontraktiota seuraavan venytyksen kesto. Suurin vaikuttaja tutkimusten mukaan nivelen liikelaajuuden lisäämisessä olisi kontraktion voimakkuus. PNF-nimikkeen alla suoritettujen tutkimusten asteluku- sekä prosenttimuutokset (4,47–43,1 astetta; 8,1–37,9 %) ovat huomattavasti MET-nimikkeen alla suoritettuja vastaavia lukuja suuremmat (2,8–20,1 astetta; 1,6–13,9 %). Pelkällä isometrisellä kontraktiolla ilman kontraktion jälkeistä venytystä saatiin myös merkittäviä tuloksia aikaan nivelen liikelaajuuden lisäämisen suhteen ROM muutosprosentilla 1,6–10,1 %. Luvut saivat meidät hyvin vakuuttuneiksi MET-tekniikan sekä MET-tekniikan variaation, PNF-tekniikan toimivuudesta. Suurimmillaan nivelen liikelaajuus on parantunut yli 30 %.

Vaikka voimakkain ROM muutos on saatu 100 % MVIC teholla suoritettulla kontraktiolla, voi tämä voimakkuus olla osalle (esim. ikääntyneiden tai liikunnallisesti inaktiivisten henkilöiden keskuudessa) liian voimakas suoritus. Tämän vuoksi voi olla suositellumpaa käyttää noin 50 % MVIC teholla suoritettua kontraktiota asiakkaan turvallisuuden varmistamiseksi.

Opinnäytetyössämme käsitelty MET/PNF-tekniikka on suurimmassa osassa tutkimuksia isometrisen kontraktion ja kontraktion jälkeisen venytyksen yhdistelmä. Mielenkiintoisena tekijänä on viiden tutkimuksen (Ballantyne ym. 2003, 59–63; Funk ym. 2003, 489–492; Waseem ym. 2009, e4; Smith ym. 2008, 312–317; Youdas ym. 2010, 240–250) suoritustavat sekä tutkimustulokset. Kyseisissä tutkimuksissa suoritettiin pelkästään isometrinen kontraktio, ilman kontraktion jälkeistä venytystä. Silti ROM muutos ilmeni merkittävänä jokaisessa tutkimuksessa. Näiden tutkimustulosten perusteella ROM muutoksen taustalla voi olla pelkästään isometrisestä kontraktiosta aiheutuvien paikallisten tekijöiden muutos. Lisäksi Azevedo ym. (2011, 117–121) tutkimuksen mukaan CR-tekniikalla saavutettu AKE ROM muutos ilmeni samana, kun vertauskohteina olivat hamstring-lihasryhmään sekä kyynärnivelen fleksoreihin kohdennettu suoritus. Tämä tutkimustulos taas antaa viitettä isometrisen kontraktion vaikutuksista myös laajemmalle alueelle, kuin pelkästään kohdekudoksen alueella tapahtuviin muutoksiin. Kyseisen tutkimuksen tutkimustuloksen kyseenalaistaa kuitenkin kyynärnivelen fleksoreiden kontraktion aikana suoritettu hamstring-lihasryhmän passiivinen venytys.

Kohdassa 3 esitettyjen liikelaajuuteen vaikuttavien tekijöiden joukosta nostaisimme voimakkaimmin esille kohdan 3.1, eli sidekudosrakenteen vaikutuksen liikelaajuuteen. Suurin osa löytämistämme lähteistä määrittää tämän yhdeksi päätekijäksi yhdessä neurofysiologisten tekijöiden kanssa, jotka voivat rajoittaa nivelen liikelaajuutta. Varsinaista toimintamekanismia ei kuitenkaan ole esitetty. Mekaaniselta kannalta pohdittuna asian voisi päätellä lisääntyneen venyvyyden puolesta. Jos venytyksellä saadaan aikaan muutos nivelkulmaan, ei alkuperäinen liikkeen rajoittaja voi olla varsinaisesti lihassolusta aiheutuva tekijä. Jos lihassolusta aiheutuva kipuaistimus tulee esille siinä vaiheessa, kun sarkomeeri on lähellä repeämispistettä, ei lisävenytys ilman näkyvää lihassoluvauriota ole mahdollista. Tämän puolesta ensimmäisenä rajoittavana

tekijänä olisivat sidekudosrakenne sekä neuraaliset tekijät, ja näiden mekaanisesta ärsytyksestä aiheutuva kiputuntemus.

Liptan (2010, 5) mukaan faskia on voimakkaasti sekä vapaiden, että kapseloitujen hermopäätteiden hermottamaa aluetta. Vapaat hermopäätteet käsitetään myös kipureseptoreina (nosiseptori) (Tortora 2012, 615). Liptan (2010, 5) mukaan lihaksen hermotus tapahtuisi suurimmaksi osaksi faskioiden kautta; 25 % venytysreseptoreista sekä 75 % vapaista hermopäätteistä sijaitisi intramuskulaarisessa faskiassa. Tämän tiedon mukaan on mahdollista, että venytyksen aikana koettu kipu ilmentyisi nimenomaan faskiarakenteista johtuvana, kuin varsinaisesti lihassolusta aiheutuvana kiputuntemuksena. Tämä tieto taas liittyy MET-tekniikan yhteydessä koetun hypoalgesisen vaikutuksen suoraan faskiarakenteiden pariin. Jos aktiivisen tai passiivisen venytyksen aikana koettu kiputuntemus pienenee suoritettuna MET-tekniikan jälkeen, tämä voi tarkoittaa nimenomaan faskiarakenteista aiheutuvan kiputuntemuksen pienenemistä.

Faskiarakenteista aiheutuva kiputuntemus voi selittyä osittain tension sekä MFB-solujen kautta. Faskiaa on viimeisten vuosien aikana tutkittu paljon ja yhdessä tutkimuksessa on todettu, että faskia on supistumiskykyinen (Schleip ym. 2006, 51–54). Faskia koostuu tietystä solutyypistä myofibroblasteista (MFB-solut), jotka pystyvät tuottamaan kliinisesti merkittäviä supistusvoimia (Langevin ym. 2004, 7-15; Tomasek ym. 2002, 349–363). Supistuessaan faskia saattaa myös rajoittaa lihaksen toimintaa ja nivelen liikelaajuutta. Näin syntynyt mahdollinen passiivinen lihastensio ei näy EMG mittauksessa syntyessään eikä myöskään rentoutuessaan. Toisaalta passiivisen lihastension rentoutuessa myös nivelen liikelaajuus saattaa parantua.

MFB-soluissa on sekä mekaaniseen ärsytykseen reagoivia reseptoreja, että kemiallisiin aineisiin reagoivia reseptoreja. MET-tekniikkaa käytettäessä aktiivisesti tuotettu lihaskontraktio lisää elimistön omien farmakologisten yhdisteiden määrää veressä. Monet MFB solut sijaitsevat hiussuonien lähellä, jolloin kontakti elimistön tuottamiin kemiallisiin yhdisteisiin on hyvä (Schleip ym. 2006, 51–54). Näin ollen faskian rentoutuminen joko mekaanisten tekijöiden tai kemiallisten tekijöiden seurauksena saattaa olla myös yksi selittävä tekijä MET-tekniikan vaikutusten taustalla nivelen liikelaajuuden lisääntyessä.

Toinen lihastonukseen liittyvä tekijä koskee lihasepätasapainoa. Kohonnut lihastonus aiheuttaa intramuskulaarisen paineen kohoamisen, joka ärsyttää faskian pintaa (aiheuttaa kiputuntemusta sekä verenkierron ja/tai hermoston toiminnan heikkenemistä). Kohonnut lihastonus voi olla seuraus vahvasta/lyhentyneestä agonistista ja heikosta/venyneestä tilassa olevasta antagonistista. Esimerkiksi ACR-tekniikalla vahvistetaan heikkoa antagonistia, venytetään lyhentynyttä agonistia ja tätä kautta saadaan korjattua lihasepätasapainoa. Tämä selittäisi samalla, miksi ACR-tekniikalla saadaan tilastollisesti parempia tuloksia nivelen liikelaajuuden lisäämisen suhteen, kuin CR-tekniikalla.

Isometrisen kontraktion vaikutukset ovat olleet laaja-alaisesti tutkinnan alla (muutoin kuin MET-tekniikan yhteydessä), ja tutkimukset ovat liittyneet mm. liikunnan aikana havaittaviin hypoalgesisiin vaikutuksiin. Nämä tutkimukset voidaan suoraan liittää MET-tekniikkaan isometrisen kontraktion osalta. Koltyn & Umeda (2007, 887–892) suorittaman tutkimuksen mukaan toiseen yläraajaan suoritettu isometrinen kontraktio sai aikaan molemmissa yläraajoissa ilmenevän hypoalgesisen vaikutuksen. Umeda ym. (2010, 90–96) sekä Ring ym. (2008, 123–128) tutkimuksissa ilmeni myös isometrisen kontraktion jälkeinen harjoituksesta aiheutuva hypoalgesinen vaikutus (EIH, exercise-induced hypoalgesia). Ring ym. tutkimuksen mukaan EIH- vaikutus olisi yhteydessä valtimoissa tapahtuvan baroreseptoreiden inhibitiomekanismin kanssa. Lisäksi voimakkain hypoalgesinen vaikutus vaatii joko voimakkaan, tai riittävän pitkäkestoisen isometrisen kontraktion.

MET-tekniikan vaikutusmekanismit ovat kokonaisuudessaan monimutkaisempia kuin aiemmin on ajateltu ja tällä hetkellä mahdollisia vaikuttajia löytyy neurofysiologisista, biomekaanisista, hydraulisista, sirkulatorisista ja mahdollisista muista tekijöistä. Hypoalgesia ja venytyksen lisääntynyt sietokyky saattavat olla tulevaisuudessa paremmin selittäviä vaikutusmekanismeja lisääntyneelle liikelaajuudelle kuin esimerkiksi postisometrinen relaksaatio. Nestekierron paraneminen, nesteiden siirtyminen ja muutokset motorisessa kontrollissa voivat myös olla osatekijöitä MET-tekniikan vaikutusmekanismien taustalla selitettäessä sen terapeuttisia tuloksia.

7 POHDINTA

Opinnäytetyömme sujui aikataulusuunnitelmamme mukaisesti. Saimme riittävästi aikaa opinnäytetyömme aiheen määrittämiseen ja rajaamiseen. Varsinaiseen kirjoittamisprosessiin kului hieman suunnittelemaamme vähemmän aikaa, koska saimme kerättyä tarvittavat tutkimusartikkelit ja teoriamateriaalin kasaan jo ennen kirjoittamisen aloittamista.

Yleisesti MET-tekniikkaan liittyviä tutkimuksia sekä kirjallisuutta löytyi runsaasti ja tämän pohjalta aihealueen rajaaminen sujui ongelmitta. Rajaamaamme aihealueeseen liittyvät tarkentavat tutkimukset sen sijaan olivat hankalemmiin löydettävissä. Aluksi tutkimusten etsimistä sekä tulkitsemista hidasti vieraskielinen lähdemateriaali. Toinen hidastava tekijä oli kokonaisten tutkimusartikkelien hankala saanti. Suurin osa käyttämistämme tutkimuksista löytyi MET-tekniikan kirjallisuuden lähteistä tai tutkimusten pohjustusosioista.

Opinnäytetyömme onnistui tavoitteisiimme nähden erinomaisesti. Löysimme hyvin tietoa nivelten liikelaajuuteen vaikuttavista tekijöistä ja syvensimme tietämystämme aiheeseen liittyvästä fysiologiasta. MET-tekniikasta löysimme runsaasti tietoa sen suorittamisen ja toimintamekanismien suhteen. Varsinaisen opinnäytetyömme aiheen suhteen tutkimuksia löytyi riittävä määrä. Niiden laadun, luotettavuuden ja tulosten yhteneväisyyden mukaan MET-tekniikan voidaan todeta lisäävän merkittävästi polvinivelen ekstensiosuuntaista liikelaajuutta.

Ammatillisesti opimme aiheestamme paljon. Syventämämme tieto fysiologian suhteen auttaa meitä merkittävästi jatkokoulutusten sekä terapiatilanteiden yhteydessä. MET-tekniikasta opimme tämän hetken tietämykseen perustuvat toimintamekanismit, menetelmät sekä toteutusmuodot. Tämän tiedon pohjalta osaamme soveltaa MET-tekniikkaa yhtenä manuaalisen terapian hoitomuotona eri tilanteissa asiakaslähtöisesti.

MET- ja PNF-nimikkeiden alla julkaistuja tutkimuksia on saatavilla, sekä parhaillaan tutkinnan alla, hyvin runsain määrin. Luonnollisesti, kun kyseessä on yleisesti tutkinnan alla oleva menetelmämuoto, on tutkimusten laadun suhteen oltava erityisen kriittinen. Tutkimusten aihepiirit sekä kestot ovat suurimmalta osaltaan yhteneviä, mutta pidempikestoisten tutkimusten sekä tulosten pysyvyyden suhteen tutkimustieto on hyvin

vähäistä tai laadultaan kyseenalaista. Jatkotutkimusaiheita ovat esimerkiksi MET-tekniikan (ja PNF-tekniikan) vertaileva yhteenveto suhteessa muihin venytystekniikoihin (esim. staattinen ja passiivinen venyttely) sekä tarkempi perehtyminen MET- ja PNF-tekniikoiden vaikutusmekanismeihin. Lisäksi yksi jatkotutkimusaihe-ehdotus liittyy yleisesti harjoittelun aiheuttamaan hypoalgesiaan. Opinnäytetyömme sivuaa isometrisen lihastyön vaikutuksia hypoalgesiaan, ja isometrisen lihastyön vaikutusten tutkimukset ovat yleensä esitettyinä osana yleistä harjoitusfysiologiaa. Esimerkiksi aerobisen harjoittelun hypoalgesiset vaikutukset ovat yksi hyvin laajalti tutkittu ja spekuloitu aihe, jonka tarkat toimintamekanismit ovat tämän hetken tiedon mukaan osittain vielä epäselviä.

LÄHTEET

Alter, M. J. 2004. Science of flexibility. 3. painos. Human kinetics. Champaign, IL, USA: Sheridan books.

Anita, C. S. & Fryer, G. 2003. A comparison of the Immediate and Lasting Effects Between passive stretch and muscle energy technique on hamstring extensibility. Melbourne, Australia: School of Health Science, Victoria University.

Azevedo, D. C., Melo, R. M., Alves Corrêa, R. V. & Chalmers, G. 2011. Uninvolved versus target muscle contraction during contract: relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Physical Therapy in Sport* 12 (3), 117-21.

Ballantyne, F., Fryer, G. & McLaughlin, P. 2003. The effect of muscle energy technique on hamstring extensibility: the mechanism of altered flexibility. *Journal of Osteopathic Medicine* 6 (2), 59-63.

Bandy, W. D. & Irion, J. M. 1994. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy* 74 (9), 845-850.

Bandy, W. D., Irion, J. M. & Briggler, M. 1997. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy* 77 (10), 1090-1096.

Blackburn, L. 2000. An investigation to determine whether Muscle Energy Technique (MET) combined with prior application of therapeutic heat is more effective at promoting increased hamstring flexibility than MET alone. *British School of Osteopathy*.

Blanco, C. R., Fernández de las Peñas, C., Hernández Xumet, J. E., Algaba, C. P., Manual Fernández Rabadán, M. & Lillo de la Quintana, M.C. 2006. Changes in active mouth opening following a single treatment of latent myofascial trigger points in the masseter muscle involving post-isometric relaxation or strain/counterstrain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 10 (3), 197-205.

Bonnar, B. P., Deivert, R.G. & Gould, T. E. 2004. The relationship between isometric contraction durations during hold-relax stretching and improvement of hamstring flexibility. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 44 (3), 258-261.

Burke, D. G., Holt, L. E., Rasmussen R., MacKinnon, N. C., Vossen, J. F. & Pelham, T. W. 2001. Effects of hot or cold water immersion and modified proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility exercise on hamstring length. *Journal of Athletic Training* 36 (1), 16-19.

Carter, A. M., Kinzey, S. J., Chitwood, L. F. & Cole, J. L. 2000. Proprioceptive neuromuscular facilitation decreases muscle activity during the stretch reflex in selected posterior thigh muscles. *Journal of Sport Rehabilitation* 9 (4), 269-278.

Chaitow, L. 2006. Muscle Energy Techniques, 3. painos. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Chen, C-S., Chen, T. C., Chen, H-L., Lin, M-J., Wu, C-J. & Tseng, K-W. 2009. Effects of 8-week Static Stretch and PNF Training on the Angle-torque Relationship. *Journal of medical and biological engineering* 29 (4), 196-201.

Chleboun, G. 2005. *Muscle Structure and Function*. Teoksessa Levangie, P. K. & Norkin, C. C. *Joint Structure & Function. A Comprehensive Analysis*. 4. painos. Philadelphia: F. A. Davis Company, 122-124.

Clark, M. 2009. *NASM Essentials of Sports Performance Training*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Clark, P. 2002. A comparative investigation on the effects of duration of stretch between static stretching and a muscle energy technique. *British College of Osteopathic Medicine*.

Condon, S. M. & Hutton, R. S. 1987. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of movement during four stretching procedures. *Physical Therapy* 67 (1), 24-30.

Cornelius, W. L., Ebrahim, K., Watson, J. & Hill, D. W. 1992. The effects of cold application and modified PNF stretching techniques on hip joint flexibility in college males. *Research Quarterly in Exercise and Sport* 63 (3), 311-314.

Curwin, S. 2005. *Joint Structure and Function*. Teoksessa Levangie, P. K. & Norkin, C. C. *Joint Structure & Function. A Comprehensive Analysis*. 4. painos. Philadelphia: F. A. Davis Company, 72-77, 87-89.

Daly, A. 2001. A comparison of MET and harmonic stretch when applied to the hamstring muscle group. *British College of Osteopathic Medicine*.

Da Silva Gama, Z. A., de Souza Medeiros, C. A., Ribeiro Dantas, A. V. & de Souza, T. O. 2007. Influence of the stretching frequency using proprioceptive neuromuscular facilitation in the flexibility of the hamstring muscles. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 13 (1), 27-31.

Dearing, J. & Hamilton, F. 2008. An examination of pressure-pain thresholds (PPT's) at myofascial trigger points (MTrP's), following muscle energy technique or ischaemic compression treatment. *Manual Therapy* 13 (1), 87-88.

Degenhardt, B., Darmani, N., Johnson, J., Towns, L.C., Rhodes, D. C., Trinh, C., McClanahan, B. & DiMarzo, V. 2007. Role of Osteopathic Manipulative Treatment in Altering Pain Biomarkers: A Pilot Study. *The Journal of the American Osteopathic Association* 107 (9), 387-400.

Etnyre, B. R., & Abraham, L. D. 1986a. Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine* 65 (4), 189-196.

Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. 1986b. H-reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 63 (2), 174-179.

Fasen, J. M., O'Connor, A. M., Schwartz, S. L., Watson, J. O., Plastaras, C. T., Garvan, C. W., Bulcao, C., Johnson, S.C. & Akuthota, V. 2009. A randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 23 (2), 660-667.

Feland, J. B. & Marin, H. N. 2004. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *British Journal of Sports Medicine* 38 (4), e18.

Feland, J. B., Myrer, J. W. & Merrill, R. 2001a. Acute Changes in Hamstring Flexibility: PNF versus Static Stretch in Senior Athletes. *Physical Therapy in Sport* 2 (4), 186-193.

Feland, J. B., Myrer, J.W., Schulthies, S.S., Fellingham, G. W. & Measom, G. W. 2001b. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Physical Therapy* 81 (5), 1100-1117.

Ferber, R., Gravelle, D. C. & Osternig, L. R. 2002a. Effect of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretch Techniques on Trained and Untrained Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity* 10 (2), 132-142.

Ferber, R., Osternig, L. R. & Gravelle, D. C. 2002b. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 12 (5), 391-397.

Ferreira, M. L., Ferreira, P. H. & Hodges, P. W. 2007. Changes in postural activity of the trunk muscles following spinal manipulative therapy. *Manual Therapy*. 12 (3), 240-248.

Findley, T. 2010. Fascia Research 2012: Third International Fascia Research Congress. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork* 3 (4), 1-4.

Findley, T., Chaudhry, H., Stecco, A. & Roman, M. 2011. Fascia research - A narrative review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 16 (1),67-75

Ford, P. & McChesney, J. 2007. Duration of maintained hamstring ROM following termination of three stretching protocols. *Journal of Sport Rehabilitation* 16 (1), 18-27.

Frost, R. 2002. *Applied kinesiology - a training manual and reference book of basic principles and practices*. Berkeley, California: North Atlantic Books.

Fryer, G. 2006. MET: efficacy and research. Teoksessa Chaitow, L. *Muscle Energy Techniques*. 3. painos. Edinburgh: Churchill Livingstone, 109-132.

Fryer, G., Alvizatos, J. & Lamaro, J. 2004. The effect of osteopathic treatment on people with chronic and sub-chronic neck pain: A pilot study. School of Health Science, Victoria University.

Fryer, G. & Featherston, J. 2006. A comparison of the effect of muscle energy technique (Chaitow Method) and passive stretching on hamstring extensibility. School of Health Science, Victoria University, Melbourne, Australia.

Fryer, G. & Fossum, C. 2010. Therapeutic Mechanisms Underlying Muscle Energy Approaches. Teoksessa Fernandez-de-las-Penas, C., Arendt-Nielsen, L. & Gerwin, R. B. Tension-Type and Cervicogenic Headache. Sudbury, Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers, 221-227.

Fryer, G. & Ruszkowski, W. 2004. The influence of contraction duration in muscle energy technique applied to the atlanto-axial joint. *Journal of Osteopathic Medicine* 7 (2), 79-84.

Funk, D.C., Swank, A. M., Mikla, B. M., Fagan, T. A. & Farr, B. K. 2003. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research* 17 (3), 489-492.

Gajdosik, R. L. 2006. Influence of a low-level contractile response from the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior muscles on viscoelastic stress-relaxation of aged human calf muscle-tendon units. *European Journal of Applied Physiology* 96 (4), 379-88.

González-Ravé, J. M., Sánchez-Gómez, A. & Santos-García, D. J. 2012. Efficacy of two different stretch training programs (passive vs. proprioceptive neuromuscular facilitation) on shoulder and hip range of motion in older people. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 26 (4), 1045-51.

Gribble, P.A., Guskiewicz, K. M., Prentice, W. E. & Shields, E. W. 1999. Effects of Static and Hold-Relax Stretching on Hamstring Range of Motion Using the FlexAbility LE1000. *Journal of Sport Rehabilitation* 8 (3), 195 – 208.

Hall, S. J. 2012. Basic biomechanics. 6. painos. New York: McGraw-Hill Companies.

Hamill, J. & Knutzen, K. M. 2009. Biomechanical Basics of human movement. 3. painos. USA: Lippincott, Williams & Wilkins.

Hashim, A., Mohd, M., Shveta, K. & Hamdard, J. 2010. Effect of muscle energy technique and static stretching on hamstring flexibility in healthy male subjects. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* 4 (3), 32-36.

Havas, E., Parviainen, T., Vuorela, J., Toivanen, J., Nikula, T. & Vihko, V. 1997. Lymphflow dynamics in exercising human skeletal muscle as detected by scintigraphy. *Journal of Physiology* 504 (1), 233-239.

Heikkilä, H., Johansson, M. & Wenngren, B. I. 2000. Effects of acupuncture, cervical manipulation and NSAID therapy on dizziness and impaired head repositioning of suspected cervical origin: a pilot study. *Manual Therapy*. 5 (3), 151-157.

Hoge, K. M., Ryan, E. D., Costa, P. B., Herda, T. J., Walter, A. A., Stout, J. R. & Cramer, J. T. 2010. Gender Differences in musculo-tendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2618-2626.

Kapandji, I. A. 1997. Kinesiologia II. Alaraajojen nivelten toiminta. Laukaa: Medirehab.

Kato, E., Oda, T., Chino, K., Kurihara, T., Nagayoshi, T., Fukunaga, T. & Kawakami, Y. 2005. Musculotendinous factors influencing difference in ankle joint flexibility between women and men. *International Journal of Sport and Health Science* 3, 218-225.

Klein, D. A., Stone, W. J., Phillips, W. T., Gangi, J. & Hartman, S. 2002. PNF training and physical function in assisted-living older adults. *Journal of Aging and Physical Activity* 10 (4), 476-488.

Klinge, D., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Klausen, K. & Kjaer, M. 1997. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *The American Journal of Sports Medicine* 25(5), 710-716.

Koivula, U-M., Suihko, K & Tyrväinen, J. 2002. Mission: Possible. Opas opinnäytteen tekijälle. Tampere: Pirkanmaan ammattikorkeakoulun julkaisusarja C. Oppimateriaalit. Nro1.

Koltyn, K. F. & Umeda, M. 2007. Contralateral attenuation of pain after short-duration submaximal isometric exercise. *The journal of pain: official journal of the American Pain Society* 8 (11), 887-92.

Kostidis, M. & Fryer, G. 2006. A comparison of the effect of muscle energy technique (Greenman Method) and passive stretching on hamstring extensibility. School of Health Science, Victoria University, Melbourne, Australia.

Langevin, H. M., Bouffard, N. A., Badger, G. J., Iatridis, J. C. & Howe, A. K. 2005. Dynamic fibroblast cytoskeletal response to subcutaneous tissue stretch ex vivo and in vivo. *American Journal of Physiology - Cell Physiology* 288 (3), 747-756.

Langevin, H. M., Cornbrooks, C. J., Taatjes, D. J. 2004. Fibroblasts form a body-wide cellular network. *Histochem Cell Biol* 122, 7-15

Langevin, H. M. & Huijing, P. A. 2009. Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork* 2 (4): 3-8.

Lenehan, K.L., Fryer, G. & McLaughlin, P. 2003. The effect of muscle energy technique on gross trunk range of motion. *Journal of Osteopathic Medicine*, 6 (1). 13 -18.

Levy, M. N., Koeppen, B. M. & Stanton, B. A. 2006. Principles of physiology. 4. painos. St Louis: Mosby.

Lieber, R. L., Leonard, M. E., Brown, C. G. & Trestik, C. L. 1991. Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal of Physiology* 261 (1), 86-92.

Liptan, G. L. 2010. Fascia: A missing link in our understanding of the pathology of fibromyalgia. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 14, 3-12.

Magnusson, M., Aagaard, P. & Nielson, J. J. 2000a. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (6), 1160-1164.

Magnusson, M., Simonsen, E. B., Aagaard P. & Kjaer, M. 1996a. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *American Journal of Sports Medicine* 24 (5), 622-628.

Magnusson, M., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Moritz, U. & Kjaer, M. 1995. Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica* 155 (4), 377-386.

Magnusson, S. P., Aagaard, P., Larsson, B. & Kjaer, M. 2000b. Passive energy absorption by human muscle-tendon unit is unaffected by increase in intramuscular temperature. *Journal of Applied Physiology* 88 (4), 1215-1220.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., McHugh, M. P. & Kjaer, M. 1996b. Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77 (4), 373-378.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Sorensen, H. & Kjaer, M. 1996c. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology* (1), 291-298.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., Aagaard, P., Mohr, T. & Kjaer, M. 1996d. Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 6 (6), 323-328.

McCarthy, S., Rickards, L. D. & Lucas, N. 2007. Using the concept of ideomotor therapy in the treatment of a patient with chronic neck pain: A single system research design. *International Journal of Osteopathic Medicine* 10 (4), 104-112.

McHugh, M. P., Kremenic, I. J., Fox, M. B. & Gleim, G. W. 1998. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30(6), 928-932.

McHugh, M. P., Magnusson, S. P., Gleim, G. W. & Nicholas, J. A. 1992. Viscoelastic Stress Relaxation in Human Skeletal Muscle. *Medicine and Science in Sports Exercise* 24 (12), 1375-1382.

Mehta, M. & Hatton, P. 2002. The relationship between the duration of sub-maximal isometric contraction (MET) and improvement in the range of passive knee extension. *Journal of Osteopathic Medicine* 5 (1), 40.

Mitchell, U. H., Myrer, J. W., Hopkins, J. T., Hunter, I., Feland, J. B. & Hilton, S.C. 2007. Acute Stretch Perception Alteration Contributes to the success of the PNF "Contract-Relax" Stretch. *Journal of Sport Rehabilitation* 16 (2), 85-92.

Mitchell, U. H., Myrer, J. W., Hopkins, J. T., Hunter, I., Feland, J. B. & Hilton, S.C. 2009. Neurophysiological Reflex Mechanisms' Lack of Contribution to the Success of PNF Stretches. *Journal of Sport Rehabilitation* 18 (1), 343-357.

Miyahara, Y., Naito, H., Ogura, Y., Katamoto, S. & Aoki, J. 2012. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and static stretching on maximal voluntary contraction. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 3.

M'Lennan, N. 2002. The effect of muscle energy techniques on lung function: a study on normal subjects. *British College of Osteopathic Medicine*.

Moore, M. & Kukulka, C. 1991. Depression of Hoffman reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy. *Physical Therapy* 71 (4), 321-329.

Moore, S. D., Laudner, K. G., McLoda, T. A. & Shaffer, M. A. 2011. The Immediate Effects of Muscle Energy Technique on Posterior Shoulder Tightness: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 41 (6), 400-407.

Nagarwal, A.K., Zutshi, K., Ram, C. S. & Zafar, R. 2009. Improvement of Hamstring Flexibility: A Comparison between two PNF stretching techniques. *International Journal of Sports Science and Engineering* 04 (1), 25-33.

Nagrle, A. V., Glynn, P., Joshi, A. & Ramteke, G. 2010. The efficacy of an integrated neuromuscular inhibition technique on upper trapezius trigger points in subjects with non-specific neck pain: a randomized controlled trial. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy* 18 (1), 37-43.

Nelson, K. C. & Cornelius, W. L. 1991. The relationship between isometric contraction durations and improvement in shoulder joint range of motion. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 31(3), 385-388.

O'Hora, J., Cartwright, C., Wade, C. D., Hough, A. D. & Shum, G. L. K. 2011. Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 25 (6), 1586-1591.

Osternig, L. R., Robertson, R. N. , Troxel, R. K. & Hansen, P. 1987. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 66 (5), 298-307.

Osternig, L. R., Robertson, R. N., Troxel, R. K. & Hansen, P. 1990. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (1), 106-111.

Page, P. 2012. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy* 7(1), 109-119.

Palmgren, P. J., Sandström, P. J., Lundqvist, F. J. & Heikkilä, H. 2006. Improvement after chiropractic care in cervicocephalic kinesthetic sensibility and subjective pain intensity in patients with nontraumatic chronic neck pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 29(2), 100-106.

- Parmar, S., Shyam, A., Sabnis, S. & Sancheti, P. 2011. The effect of isolytic contraction and passive manual stretching on pain and knee range of motion after hip surgery: A prospective, double-blinded, randomized study. *Hong Kong Physiotherapy Journal* 29, 25-30.
- Prachi, N. P., Basavaraj, C., Santosh, M. & Subhash, K. 2010. Effectiveness of muscle energy technique on quadratus lumborum in acute low back pain-randomized controlled trial. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* 4 (1), 54- 58.
- Prashant, P. N. & Subhash K. M. 2010. Comparison of muscle energy technique and positional release therapy in acute low back pain. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* 4 (2), 32-36.
- Puentedura, E. J., Huijbregts, P. A., Celeste, S., Edwards, D, Landers, A. & Fernandez-de-Las-Penas, C. 2011. Immediate effects of quantified hamstring stretching: Hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching. *Physical Therapy in Sport* 12(3), 122-126.
- Regis, C. 2001. A comparison of different voluntary isometric contractions forces on increasing muscle length. *British College of Osteopathic Medicine*.
- Ring, C., Edwards, L. & Kavussanu, M. 2008. Effects of isometric exercise on pain are mediated by blood pressure. *Biological Psychology* 78(1), 123-8.
- Roberts, J. M. & Wilson, K. 1999. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *British Journal of Sports Medicine* 33, 259-263.
- Rogers, R. G. 1997. The effects of spinal manipulation on cervical kinesthesia in patients with chronic neck pain: a pilot study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 20 (2), 80-85.
- Rowlands, A. V., Marginson, V. F. & Lee, J. 2003. Chronic Flexibility Gains: Effect of Isometric Contraction Duration During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching Techniques. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 74 (1), 47-51.
- Ryan, E. D, Herda, T. J., Costa, P. B., Walter, A. A. & Cramer J. T. 2012. Dynamics of viscoelastic creep during repeated stretches. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 22 (2), 179–184.
- Schenk, R., Adelman, K. & Rousselle, J. 1994. The Effects of Muscle Energy Technique on Cervical Range of Motion. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 2 (4), 149-155.
- Schleip, R., Zorn, A., Klinger, W. & Lehmann-Horn, F. 2006. Fascia is Able to Contract and Relax in a Smooth Muscle-like Manner and Thereby Influence Musculoskeletal Mechanics. Teoksessa Liepsch, D. 2006. *Proceedings of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany*, 51-54.
- Schmitt, G., Pelham, T. & Holt, L. 1999. A Comparison of Selected Protocols During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching. *Clinical Kinesiology* 53(1), 16-21.

- Schuback, B., Hooper, J. & Salisbury, L. 2004. A comparison of a self-stretch incorporating proprioceptive neuromuscular facilitation components and a therapist-applied PNF-technique on hamstring flexibility. *Physiotherapy* 90 (3), 151–157.
- Schuenke, M. Schulte, E. & Schumacher, U. 2006. *Thieme atlas of anatomy – General anatomy and musculoskeletal system*. Stuttgart: Thieme
- Seffinger, M. & Hruby, R. 2007. *Evidence-Based Manual Medicine*. Philadelphia: Saunders.
- Selkow, N. M., Grindstaff, T. L., Cross, K. M., Pugh, K., Hertel, J. & Saliba, S. 2009. Short-Term Effect of Muscle Energy Technique on Pain in Individuals with Non-Specific Lumbopelvic Pain: A Pilot Study. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 17 (1), 14-18.
- Shadmehr, A., Hadian, M.R., Naiemi, S.S. & Jalaie, S. 2009. Hamstring flexibility in young women following passive stretch and muscle energy technique. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 22 (3), 143-148.
- Shadmehr, A., Hadian, M. R., Naeimi, S. S., Jalaie, S. & Mokhtari, A. 2007. The effect of Muscle Energy Techniques on Flexibility of the Short Hamstring Muscles. *Modern Rehabilitation* 1 (2-3), 60-65.
- Sheard, P. W. & Paine, T. J. 2010. Optimal contraction intensity during proprioceptive neuromuscular facilitation for maximal increase of range of motion. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 24 (2), 416-21.
- Sheard, P. W., Smith, P. M. & Paine, T. J. 2009. Athlete compliance to therapist requested contraction intensity during proprioceptive neuromuscular facilitation. *Manual Therapy* 14 (5), 539-43.
- Sherwood, L. 2010. *Human physiology – from cells to systems*. 7. painos. Belmont, USA: Brooks/Cole.
- Smith, M & Fryer, G. 2008. A comparison of two muscle energy techniques for increasing flexibility of the hamstring muscle group. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 12 (4), 312-317.
- Snyder-Macker, L. & Lewek, M. 2005. *The Knee*. Teoksessa Levangie, P. K. & Norkin, C. C. *Joint Structure & Function. A Comprehensive Analysis*. 4. painos. Philadelphia: F. A. Davis Company, 393-436.
- Spernoga, S. G., Uhl, T. L., Arnold, B. L. & Gansneder, B. M. 2001. Duration of maintained hamstring flexibility after one time modified Hold-Relax stretching protocol. *Journal of Athletic Training* 36 (1), 44-48.
- Stecco, C., Porzionato, A., Macchi, V., Tiengo, C., Parenti, A., Aldegheri, R., Delmas, V. & De Caro, R. 2006. A histological study of the deep fascia of the upper limb. *Italian Journal of Anatomy and Embryology* 111 (2), 1-6.

Tomasek, J. J., Gabbiani, G., Hinz, B., Chaponnier, C. & Brown, R. A. 2002. Myofibroblasts and Mechanoregulation of Connective Tissue Remodelling. *Molecular Cell Biology*, Nature Publishing Group (3), 349-363.

Tortora, G. J. 2012. *Principles of anatomy & physiology*. 13. painos. USA: Wiley.

Trampas, A., Kitsios, A., Sykaras, E., Symeonidis, S. & Lazarou, L. 2010. Clinical massage and modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching in males with latent myofascial trigger points. *Physical Therapy in Sport* 11 (3), 91-98.

Umeda, M., Newcomb, L. W., Ellingson, L. D. & Koltyn, K. F. 2010. Examination of the dose-response relationship between pain perception and blood pressure elevations induced by isometric exercise in men and women. *Biological Psychology* 85 (1), 90-6.

Wallin, D., Ekblam, B., Grahn, R. & Nordenborg, T. 1985. Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *American Journal of Sports Medicine* 13 (4), 263—268.

Waseem, M., Nuhmani, S. & Ram, C. S. 2009. Efficacy of Muscle Energy Technique on Hamstring muscles flexibility in normal Indian collegiate males. *Calicut Medical Journal* 7, e4.

Waseem, M., Nuhmani, S. & Shaphe, A. 2012. The impact of muscle energy and positional release therapy techniques on hamstring muscle flexibility: a pilot study. *Journal of Physical Education and Sports Management* 3 (1).

Williams, G. N. & Krishnan, C. 2007. *Articular Neurophysiology and Sensorimotor Control*. Teoksessa Magee, D. J., Zachazewski, J. E. & Quillen, W. S. *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*. St. Louis: Saunders Elsevier.

Ylinen, J. 2006. *Stretching therapy for sport and manual therapies*. Philadelphia: Churchill Livingstone.

Youdas, J. W., Haeflinger, K. M., Kreun, M. K., Holloway, A. M., Kramer, C. M. & Hollman, J. H. 2010. The efficacy of two modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques in subjects with reduced hamstring muscle length. *Physiotherapy Theory and Practice* 26 (4), 240-250.

Zachazewski, J. E. 2007. *Range of motion and flexibility*. Teoksessa Magee, D. J., Zachazewski, J. E. & Quillen, W. S. *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*. St. Louis: Saunders Elsevier.

Zakaria, A., Rao, G., Buragadda, M. & Buragadda, S. 2012. Efficacy of Pnf Stretching Techniques on Hamstring Tightness in Young Male Adult Population. *World Journal of Medical Sciences* 7 (1), 23–26.

LIITTEET

Liite 1. MET-tekniikka: tutkimusten suoritustavat

MET-tekniikka: tutkimusten suoritustavat								
Tutkija	Vuosi	Menetelmä	a)	b)	c)	d)	e)	f)
Anita ym.	2003	CR	Light	5s	-	10s	3x	1x
Ballantyne ym.	2003	CR	75 %	5s	3s	-	4x	1x
Fryer ym.	2006	ACR	N/A	7s	3s	30s	4x	1x
Kostidis ym.	2006	CR	70 %	7s	-	3s	3x	1x
Shadmehr, ym.	2009	CR	50 %	10s	-	10s	3x	3x/vko, 4vkoa (yht 10x)
Smith ym.	2008	CR 1	40 %	7-10s	2-3s	30s	3x	1x/vko, 2vkoa
		CR 2	40 %	7-10s	2-3s	-	4x	1x/vko, 2vkoa
Waseem ym.	2009	CR	75 %	5s	3s	-	4x	1x/pv, 5pv
a) kontraktion voimakkuus (% MVIC)								
b) kontraktion kesto								
c) relaksaatiovaiheen pituus								
d) venytyksen kesto								
e) toistomäärät/suorituskerta								
f) toistomäärät pidemmällä aikavälillä								
* = venytys suoritettiin kontraktion aikana								

Liite 2. MET-tekniikka: tutkimustulokset

MET-tekniikka: tutkimustulokset										
Tutkija	Vuosi	Menetelmä	Mitattu	Pre	Post 1	Post 2	Post 3	%-muutos	Astemuutos suurimmillaan	P
Anita ym.	2003	CR	AKE	N/A	5.98° (imm.)	6.30° (10min)	6.33° (60min)	-	6.33°	<0.027
Ballantyne ym.	2003	CR	PKE	167.30°	170.00°	-	-	1.6%	2.80°	<0.019
Fryer ym.	2006	CR	AKE	163.94	168.67° (imm.)	168.32° (30min)	-	2.9%	4.73°	0.00
Kostidis ym.	2006	CR	AKE	161.28	164.83° (imm.)	163.18° (30min)	-	2.2%	3.60°	0.00
Shadmehr, ym.	2009	CR	PKE	145.10°	167.20°	-	-	13.9%	20.10°	<0.01
Smith ym.	2008	CR 1 (1. vko)	AKE	145.52°	154.00°	-	-	5.8%	8.48°	0.00
		CR 1 (2. vko)	AKE	147.62°	153.70°	-	-	4.1%	6.08°	0.00
		CR 2 (1. vko)	AKE	142.23°	150.23°	-	-	5.6%	8.00°	0.00
		CR 2 (2. vko)	AKE	145.12°	151.48°	-	-	4.4%	6.36°	0.00
Waseem ym.	2009	CR	AKE	130.40°	136.00° (5. pv)	134.50° (8. pv)	-	4.3%	5.6°	<0.001

Liite 3. PNF-tekniikka: tutkimusten suoritustavat

PNF-tekniikka: tutkimusten suoritustavat								
Tutkija	Vuosi	Menetelmä	a)	b)	c)	d)	e)	f)
Azevedo ym.	2011	CR (IM)	MAX	6s	-	10s	2x	1x
Da Silva ym.	2007	ACR 1	MAX	5s	-	30s	1x	5x/vko, 2vkoa
		ACR 2	MAX	5s	-	30s	3x	5x/vko, 2vkoa
		ACR 3	MAX	5s	-	30s	6x	5x/vko, 2vkoa
Feland ym.	2001	CR	MAX	6s	-	10s	2x	1x
Feland ym.	2004	CR 1	20 %	6s	-	10s	3x	1x/pv, 5pv
		CR 2	60 %	6s	-	10s	3x	1x/pv, 5pv
		CR 3	100 %	6s	-	10s	3x	1x/pv, 5pv
Ferber ym.	2002a	CR (IM)	MAX	5s	-	5s	2x4	1x
		ACR	MAX	5s	5s	-	2x4	1x
Ferber ym.	2002b	CR (IM)	MAX	5s	-	5s	2x4	1x
		ACR	MAX	5s	5s	-	2x4	1x
Ford ym.	2007	CRAC	MAX	6+6s	6s	-	4x	1x
Funk ym.	2003	CR	MAX	30s	-	-	5min	1x
Mitchell ym.	2009	CR	MAX	6s	-	10s	4x	1x
		CRAC	MAX	5+6/10s	-	-	4x	1x
Nagarwal ym.	2009	HR	N/A	3s	5s	7s	5x	3x/vko, 3vkoa
		CRAC	N/A	3+7s	5s	-	5x	3x/vko, 3vkoa
O`Hora ym.	2011	CR	N/A	6s	-	-	1x	1x
Puente dura ym.	2011	HR	MAX	10s	-	10s	4x	1x
Spernoga ym.	2001	HR	MAX	7s	5s	7s	5x	1x
Trampas ym.	2010	CR (IM)	MAX	6s	-	10s	3x	1x
Youdas ym.	2010	HR	N/A	10s	-	-	1x	1x
		HRAC	N/A	10+10s	-	-	1x	1x
a) kontraktion voimakkuus %								
b) kontraktion kesto								
c) relaksaatiovaiheen pituus								
d) venytyksen kesto								
e) toistomäärät/suorituskerta								
f) toistomäärät pidemmällä aikavälillä								

Liite 4. PNF-tekniikka: tutkimustulokset

PNF-tekniikka: tutkimustulokset																
Tutkija	Vuosi	Tekniikka	Mittaus	Ryhmiäjätko	Pre	Post1	Post2	Post3	Post4	Post5	Post6	Post7	%-muutos	Astemuutos max.	P	
Azevedo ym.	2011	CR	AKE	-	37.70°	30.70°	-	-	-	-	-	-	18.9%	7.00°	<0.001	
Da Silva ym.	2007	ACR 1	AKE	1 manuever	151.40°	163.70°	-	-	-	-	-	-	8.1%	12.30°	<0.05	
	2007	ACR 2	AKE	3 manuevers	144.70°	160.90°	-	-	-	-	-	-	11.2%	16.20°	<0.01	
	2007	ACR 3	AKE	6 manuevers	148.90°	165.80°	-	-	-	-	-	-	11.3%	16.90°	<0.01	
Feland ym.	2001	CR	AKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	N/A	= 0.0001	
Feland ym.	2004	CR	PKE	20% MVIC	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	5.00°	= 0.0001	
Ferber ym.	2002a	CR	PKE	60% MVIC	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	4.47°	= 0.013	
		CR	PKE	100% MVIC	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	5.13°	= 0.002	
		CR	PKE	45-55v UT	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	14.67°	N/A
Ferber ym.	2002b	CR	PKE	45-55v T	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	11.83°	N/A	
		CR	PKE	65-75v UT	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	8.58°	N/A	
		CR	PKE	65-75v T	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	12.42°	N/A	
		ACR	PKE	45-55v UT	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	21.34°	<0.05
		ACR	PKE	45-55v T	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	15.66°	<0.05
		ACR	PKE	65-75v UT	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	8.52°	N/A
		ACR	PKE	65-75v T	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	15.15°	<0.05
		CR	PKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	12.11°	N/A
		CR	PKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	15.66°	N/A
		CR	PKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	-	N/A	7.90°	= 0.001
Ford ym.	2007	CRAC	AKE	-	58.5°	65.8° (1mm.)	64.7° (3min)	66.3° (7min)	65.4° (12min)	66.1° (18min)	66.4° (25min)	-	13.5%	7.90°	= 0.001	
Funk ym.	2003	CR	AKE	-	N/A	N/A	N/A	N/A	-	-	-	-	9.6%	N/A	<0.05	
Mitchell ym.	2009	CR	PKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	17.36°	N/A	
	2009	GRAC	PKE	-	N/A	N/A	-	-	-	-	-	-	N/A	10.07°	N/A	
Nagarwal ym.	2009	HR	AKE	-	113.9°	143.0° (1.vko)	150.0° (2.vko)	157.0° (3.vko)	-	-	-	-	37.9%	43.10°	<0.05	
	2009	CRAC	AKE	-	134.86°	148.0° (1.vko)	157.06° (2.vko)	165.26° (3.vko)	-	-	-	-	22.6%	30.40°	<0.05	
O'Hara ym.	2011	CR	PKE	-	36.93°	25.13°	-	-	-	-	-	-	32.00%	11.80°	<0.01	
Puentedura ym.	2011	HR	AKE	-	57.63°	66.51°	-	-	-	-	-	-	15.4%	8.88°	<0.005	
Spernoga ym.	2001	CR	AKE	-	38.8°	31.00° (1mm.)	32.23° (2min)	34.47° (4min)	36.27° (6min)	37.20° (8min)	39.10° (16min)	40.60° (32min)	20.1%	7.80°	<0.05 (0-6min)	
	2010	CR	PKE	-	34.9°	28.0° (1mm)	30.6° (10min)	33.0° (30min)	-	-	-	-	19.8%	6.90°	N/A	
Youdas ym.	2010	HR	PKE	-	149.00°	160.00°	-	-	-	-	-	-	7.4%	11.00°	N/A	
	2010	HRAC	PKE	-	148.00°	163.00°	-	-	-	-	-	-	10.1%	15.00°	<0.007	

Liite 5. Lyhenteet

ACR	agonist contract relax
ACL	anterior cruciate ligament
AKE	active knee extension
CR	contract-relax
CRAC	contract-relax antagonist-contract
GAG	glycosaminoglykaani
GTO	golgi tendon organ
HR	hold-relax
HRAC	hold-relax agonist-contract
ITB	iliotibial band
LCL	lateral collateral ligament
MCL	medial collateral ligament
MET	muscle energy technique
MVIC	maximal voluntary isometric contraction
PCL	posterior collateral ligament
PG	proteoglykaani
PEC	parallel elastic components
PIR	postisometrinen relaksaatio
PKE	passive knee extension
PNF	proprioceptive neuromuscular facilitation
PS	passive stretch
RI	resiprokaalinen inhibitio
ROM	range of motion
SEC	series elastic components
SS	static stretch.