

## M. Serratus anteriorin EMG- aktiivisuuden vertaaminen eri alustoilla ja käsien eri asennoissa tehdyssä Push up plus-liikkeessä

Antti Lääperi  
Teemu Poikonen  
Jussi Saksa

Opinnäytetyö  
Marraskuu 2016  
Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala  
Fysioterapeutti (AMK), fysioterapian tutkinto-ohjelma

Tekijä(t) Lääperi Antti Poikonen Teemu Saksa Jussi	Julkaisun laji Opinnäytetyö, AMK	Päivämäärä Marraskuu 2016
	Sivumäärä 59 + 6	Julkaisun kieli Suomi
		Verkojulkaisulupa myönnetty: x
Työn nimi <b>M. Serratus anteriorin EMG-aktiivisuuden vertaaminen eri alustoil-la ja käsien eri asennoissa tehdyssä Push up plus-liikkeessä</b>		
Tutkinto-ohjelma Fysioterapeutti (AMK), fysioterapeutin tutkinto-ohjelma		
Työn ohjaaja(t) Natunen, Pekka ja Karapalo, Teppo		
Toimeksiantaja(t)		
Tiivistelmä <p>Suomessa vuonna 2000 olkapääkipuja viimeisen kuukauden aikana oli kokenut noin 20 % väestöstä. Lapaluun hallinnan puute rinnastetaan yleisesti olkapään kiputiloihin. Lapaluun virheelliset asennot ja – liikemallit voivat hoitamattomana johtaa patologiisiin kiputiloihin. M. Serratus anterior (SA) on yksi tärkeimmistä lapaluuta stabiloivista ja liikuttavista lihaksista, jonka hallinnan puute tai lihasaktivaation aleneminen on yhtenä osasyynä lapaluun heikkoon hallintaan. SA:n sähköistä aktiivisuutta on tutkittu elektromyografilla (EMG) eri harjoitusliikkeissä useissa tutkimuksissa.</p> <p>Tutkimusten perusteella Push up Plus – liike (PuP) on todettu SA:a tehokkaasti aktivoivaksi liikkeeksi. Opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia SA:n lihasaktiivisuutta EMG:n avulla neljällä eri alustalla PuP-liikkeessä. Tarkoituksena oli myös tutkia kuinka olkavarren sisäkierto vaikuttaa SA:n aktivaatiotasoon.</p> <p>Tutkimukseen osallistui yhdeksän tervettä henkilöä (n=9), jotka suorittivat PuP -liikkeen neljällä eri alustalla. Kolmella alustalla PuP – liike suoritettiin olkavarren olleessa neutraali-asennossa sekä 45° sisäkierrossa. SA:n lihasaktiivisuutta mitattiin Delsys -laitteiston pinnallisilla EMG sensoreilla, jotka kiinnettiin SA:n keskiosaan. Mitattavilta liikkeistä saatu data suodatettiin mean absolute value suodatinta, ja saatu data siirrettiin Excel-taulukkolaskentaohjelmaan. Saaduista millivolttiarvoista suljettiin pois virhepiikit, jonka jälkeen kymmenestä korkeimmasta luvusta laskettiin huippuarvon keskiarvo jokaisesta liikkeestä. Keskiarvot muutettiin prosentuaaliseksi jakaumaksi, joista laskettiin koko otannan prosentuaalinen keskiarvo joka liikkeelle.</p> <p>Tutkimustulosten mukaan SA:n aktiivisuus oli korkein lattialla suoritettussa PuP-liikkeessä, olkavarren ollessa 45° sisäkierrossa. Olkavarren 45 asteen sisäkierto lisäsi SA:n aktiivisuutta. Johtopäätöksenä selvisi, että normaali kuntoutujalle PuP-liike on tehokkain suoritettuna lattialla verrattuna muihin alustoihin.</p>		
Avainsanat ( <a href="#">asiasanat</a> ) Serratus anterior, emg, push up plus, lapapunnerrus		
Muut tiedot		

Author(s) Lääperi Antti Poikonen Teemu Saksa Jussi	Type of publication Bachelor's thesis	Date November 2016 Language of publication: Finnish
	Number of pages 59 + 6	Permission for web publication: x
Title of publication <b>Comparison of the EMG-activation of m. serratus anterior in the push up plus – exercise performed on different platforms and with different hand positions</b>		
Degree programme Degree Program in Physiotherapy		
Supervisor(s) Natunen, Pekka and Karapalo, Teppo		
Assigned by		
Abstract  <p>About 20% of the Finnish people suffered from shoulder pain in the year 2000. Loss of scapular control is usually associated with shoulder disorders. Abnormal scapular positions and movement patterns can lead to pathological shoulder disorders if untreated. M. serratus anterior (SA) is one of the most important muscles that stabilize and mobilize the scapula. Lack of control or decreased muscle activation of the SA are some of the reasons for the loss of scapular control. Activation of the SA muscle in different exercises has been examined with electromyography (EMG) in many studies.</p> <p>According to research, the Push up plus –exercise (PuP) has been found to be an effective exercise in activating the SA. The objective of the study was to investigate muscle activation of the SA by using the Delsys surface EMG. The second objective was to examine how the rotation of the shoulder impacts on muscle activation.</p> <p>Nine healthy persons (n=9) participated in the study. The PuP –exercise was performed with knees raised on four different platforms and with two different hand positions (45° internal rotation of the humerus and neutral positions) on three of the platforms. The collected data was filtered with the Mean Absolute Value (MAV), and the MAV filtered data was exported to Excel. Untypical power peaks were rejected from the millivolt results. The average of ten highest peaks was calculated from the approved results in all seven movements. The averages were changed to percentages which were used in calculating the average in every movement of the whole group.</p> <p>According to the results, the activity of the SA was highest during the PuP on the floor, when the humerus was 45° internally rotated. 45° internal rotation increased muscle activity in SA. The conclusion of the study was that PuP performed on the floor was effective for the patient compared to other platforms.</p>		
Keywords/tags ( <a href="http://vesa.lib.helsinki.fi/">subjects</a> http://vesa.lib.helsinki.fi/) ) Serratus anterior, emg, push up plus		
Miscellaneous		

## Sisältö

<b>1</b>	<b>Johdanto</b> .....	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet ja kysymykset</b> .....	<b>5</b>
<b>3</b>	<b>Kehittämis- ja tutkimustyö opinnäytteenä</b> .....	<b>5</b>
<b>4</b>	<b>Hartiarenkaan anatomia</b> .....	<b>7</b>
4.1	Hartiarenkaan passiiviset tukirakenteet .....	7
4.2	Hartiarengasta liikuttavia lihaksia .....	12
4.2.1	Etummainen sahalihhas (m. serratus anterior) .....	12
4.2.2	Iso ja pieni suunnikaslihas (m. Rhomboideus major ja minor).....	13
4.2.3	Lapaluun kohottajalihas (m. Levator scapulae).....	13
4.2.4	Epäkäslihas (m. trapezius) .....	14
4.2.5	Kiertäjäkalvosin (Rotator cuff).....	14
4.2.6	Pieni- ja iso rintalihas (m. Pectoralis minor ja m. pectoralis major).....	16
<b>5</b>	<b>Hartiarenkaan alueen lihasten toiminta</b> .....	<b>17</b>
5.1	Humeroscapulaarinen rytmi .....	20
<b>6</b>	<b>Hartiarenkaan patologia</b> .....	<b>22</b>
<b>7</b>	<b>Elektromyografia</b> .....	<b>25</b>
7.1	Hermolihasjärjestelmä ja EMG -signaalin synty.....	25
7.2	EMG:n käyttö tutkimuksissa.....	29
<b>8</b>	<b>Opinnäytetyön tutkimuksen toteutus</b> .....	<b>31</b>
8.1	Opinnäytetyössä käytettävä mittauslaitteisto .....	31
8.2	Mittausliike (push up plus) .....	31
8.3	Opinnäytetyössä käytettävät alustat PuP-liikkeessä.....	33
8.3.1	Puolipallo, epätasainen alusta.....	34
8.3.2	Powerplate, vibraatio .....	35
8.3.3	Suspensionarut, epätasainen- ja epävaka-alusta .....	36
8.3.4	Opinnäytetyön tutkimuksen otanta .....	37
8.3.5	Opinnäytetyön tutkimuksen testiprotokolla .....	38

<b>9 Tulokset</b> .....	<b>40</b>
<b>10 Johtopäätökset</b> .....	<b>48</b>
<b>11 Pohdinta</b> .....	<b>48</b>
11.1 Pohdintaa tutkimusmenetelmästä ja luotettavuudesta .....	49
11.2 Pohdintaa SA:n harjoittamisesta .....	52
11.3 Opinnäytetyöprosessi.....	53
<b>Lähteet</b> .....	<b>56</b>
<b>Liitteet</b> .....	<b>60</b>

## **Kuviot**

Kuvio 1. Opinnäytetyöprosessin edistyminen.....	6
Kuvio 2. Lapaluun rakenne etu- ja takapuolelta .....	7
Kuvio 3. Lapaluun sijoittuminen rintakehän selkäpuolelle .....	8
Kuvio 4. Lapaluun A. retraktio, B. protraktio .....	9
Kuvio 5. Lapaluun liikesuuntia.....	9
Kuvio 6. Rintakehän luiset rakenteet etupuolelta .....	10
Kuvio 7. Vasemman olkaluun proksimaalipää etupuolelta.....	11
Kuvio 8. M. Serratus anterior edestäpäin .....	13
Kuvio 9. Hartiarengasta liikuttavia lihaksia takaapäin .....	15
Kuvio 10. Hartiarenkaan luut ja hartiarengasta liikuttavia lihaksia edestäpäin .....	17
Kuvio 11. Lapaluun liikemallin häiriöihin vaikuttavia mekanismeja .....	22
Kuvio 12. Lapaluun liikemallin häiriöihin vaikuttavia mekanismeja .....	24
Kuvio 13. Lihaksen supistumiskäskyn eteneminen .....	26
Kuvio 14. Aktiopotentialin kulku ja näkymä EMG-käyrällä .....	27
Kuvio 15. EMG-signaalin synty .....	28
Kuvio 16. Raaka EMG-signaali. ....	29
Kuvio 17. EMG-signaali käsiteltynä, Mean absolute value (MAV) .....	29
Kuvio 18. Push up Plus-liikkeen lähtö- ja loppuasento .....	32
Kuvio 20. Sormet neutraaliasennossa .....	33

Kuvio 21. Sormet 45° (olkavarren sisäkierto).....	33
Kuvio 22. Lattialla suoritettu Pup-liike. ....	34
Kuvio 23. Puolipallolla suoritettu PuP-liike .....	35
Kuvio 24. Power Platella® suoritettu PuP-liike.....	36
Kuvio 25. Suspensionaruilla suoritettu PuP-liike. ....	37
Kuvio 26. Mittaustulosten prosessoinnin vaiheet.....	41

## Taulukot

Taulukko 1. Kiertäjäkalvosimen lihakset .....	15
Taulukko 2. Ison rintalihaksen osat.....	16
Taulukko 3. Voimaparit lapaluun liikkeissä .....	19
Taulukko 4. Humeroscapulaarinen rytmi.....	21
Taulukko 5. Tutkimuksen mittausotanta .....	38
Taulukko 6. Mittauksen suoritusjärjestykset testattavilla henkilöillä .....	40
Taulukko 7. Henkilön A SA:n EMG-aktiivisuus eri liikkeissä .....	42
Taulukko 8. Henkilön C SA:n EMG-aktiivisuus eri liikkeissä .....	42
Taulukko 9. PuP-liikkeiden aktiivisuuden keskiarvoinen prosentuaalinen .....	44
Taulukko 10. Keskihajonta .....	45
Taulukko 11. PuP-liikkeiden prosentuaalinen aktiivisuus verrattuna normaaliin lattialla suoritettuun PuP-liikkeeseen .....	46
Taulukko 12. 45° sisäkierron vaikutus vasemman SA:n aktiivisuuteen .....	47
Taulukko 13. 45° sisäkierron vaikutus oikean SA:n aktiivisuuteen .....	47

# 1 Johdanto

M. serratus anteriorin (SA) eli etumaisen sahalihaksen tehtävä on tukea ja stabiloida lapaluun toimintaa eriasteisissa liikkeissä. (Magee 2014, 281.) Sahrmanin (2002, 208) mukaan SA:sta johtuva lapaluun virheellinen hallinta on yleistä. SA:n alentunut hallinta johtaa virheelliseen lapaluun ja hartiarenkaan toimintaan sekä virheasentoihin. Suomessa vuonna 2000 olkapääkipuja viimeisen kuukauden aikana oli kokenut noin 20 % väestöstä (Olkapään jännevaivat. Käypä hoito. 2014). Comerfordin ja Mott-ramin (2012, 5) mukaan virheasunnoista johtuva epänormaali kuormitus tai venytys voivat johtaa kiputiloihin, jotka voivat muuttua patologisiksi. Ludewigin ja Reynoldsin (2009) mukaan SA:n harjoittaminen on tärkeää potilailla, joilla on olkapäävaivoja ja lapaluun liikehallinnan häiriöitä, sillä SA on biomekaanisesti merkittävä lihas hartiarenkaan alueella, saaden aikaan kolmiulotteista liikettä. Asiakkaille, joilla on ylikorostunut m. trapeziuksen yläosan aktiivisuus, on suotuisaa tehdä push up plus-liikettä (PuP) SA:n aktiivisuuden lisäämiseksi, ilman trapeziuksen aktivoitumisen lisääntymistä. (Ludewig, Hoff, Osowski, Meschke, Rundquist 2004.)

PuP-liikkeen on todettu olevan tehokas harjoite SA:lle (Decker, Hintermeister, Faber & Hawkins 1997). Ludewig raportoi 2004 valmistuneessa tutkimuksessa suorittamaan liikkeen olkanivelen ollessa alle 90° fleksiossa. Näin välttyään ylimääräiseltä kuormitukselta olkanivelen ligamenteille ja kiertäjäkalvosimelle, mutta 90° olkanivelen fleksiossa suoritettu liike aktivoi huomattavasti enemmän SA:ta. Myös PuP suoritettuna sormet sisäänpäin kierrettynä 45° lisäsi SA:n aktivaatiota verrattuna sormet eteenpäin tehdyssä PuP-liikkeessä. (Gioftsos, Arvanitidis, Tsimouris, Kanellopoulos, Paras, Trigkas & Sakellari, 2016.)

Aiheen valintaan vaikutti kaikkien kiinnostus SA:n harjoittamisesta olkapään kiputiloissa, sekä kiinnostus EMG-laitteen käytöstä opinnäytetyössä. Myös omat kokemukset työharjoitteluista vaikuttivat aiheeseen. Työharjoittelukokemuksiemme mukaan asiakkaille ohjatut harjoitteet voivat olla hyvinkin erilaisia SA:n aktivoimiseksi. Yhteiskunnallinen näkökulma oli myös vahvasti mukana aiheenvalinnassamme, koska pysymme opinnäytetyöllämme tuomaan helposti saatavilla olevaa suomenkielistä tietoa SA:n harjoittamisesta suomalaisille fysioterapeuteille.

Kim, Kwon, Kim, Park, Choung & Weon (2013) saivat tutkimuksessa selville, että polvin tehty PuP-liike suoritettuna kädet epätasaisella ja epävakaalla alustalla, IMOOVE kuntoutuslaitteella, sai aikaan korkeimman SA:n aktiivisuuden verrattuna tasaiseen tai epätasaiseen alustaan. Tähän tutkimukseen viitaten uskomme, että suspensio-narut luovat suurimman aktiviteetin SA-lihakseen, koska ne muodostavat opinnäytetyössämme käsille PuP-liikkeessä epävakaan ja epätasaisen alustan. Toisaalta suspensio-narut aktivoivat aikaisemman tutkimuksen perusteella paljon myös ylempää trapeziusta (YT) (Rowe 2016). Uskomme myös, että Power Plate® saa tärinällä aikaan paremmat aktivaatiotasot SA:iin kuin lattia, sillä kokovartalovärinä voi lisätä lihasstimulaatiota. (Marin, Herrero, Sáinz, Rhea, Garcia-López. 2010.)

## **2 Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet ja kysymykset**

Opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia EMG:n (electromyografia) avulla, mikä tutkimuksessa käytettävistä alustoista (Lattia, Suspensio-narut, Powerplate®, puolipallo) saa suurimman lihasaktivaation SA:ssa PuP-liikkeessä. Tutkimme myös, vaikuttaako olkavarren 45° sisäkierto lihasaktivaatioon.

Opinnäytetyön tavoitteena on selvittää tutkimuksemme pohjalta, mikä alusta on paras mahdollinen kuntoutujille SA:ta harjoittaessa, sekä selvittää, kannattaako kuntoutujien tehdä PuP-liike olkavarren 45° sisäkiekrossa.

Tutkimuskysymyksiä opinnäytetyössä on kaksi:

1. Mikä suoritettavista seitsemästä liikkeestä saa aikaan suurimman lihasaktivaation SA:ssa?
2. Vaikuttaako olkavarren 45° sisäkierto SA:n aktivaatiotasoihin?

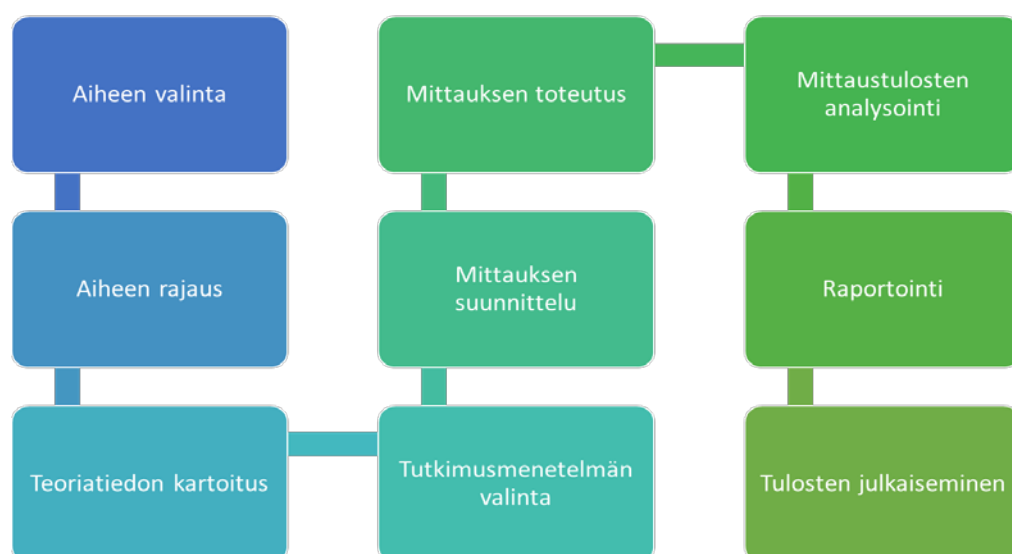
## **3 Kehittämisen ja tutkimustyön opinnäytteenä**

Tutkimuksessa käytetään poikkileikkaustutkimuksen tutkimusstrategiaa, sillä tutkimuksessa ei ole uusintamittauksia tai kontrolliryhmää. Tutkimusta pyritään tekemään mahdollisimman tarkasti kokeellisen tutkimuksen periaatteiden mukaisesti.



Tyypillistä kokeellisissa tutkimuksissa on, että mitataan tarkasteltavan muuttujan suhdetta toiseen muuttujaan, tutkimuksemme tapauksessa SA:n aktiivisuuden muutosta eri alustojen välillä. Lisäksi tutkimuksessamme analysoimme koejärjestelyssä saamaamme dataa (EMG) ja tutkimme vastaavatko tulokset hypoteesiamme eli vaikuttaako eri alustalla suoritettava PuP-liike lihasaktivaatioon. (Hirsjärvi, Remes ja Sajavaara 2009, 134.)

Opinnäytetyön aihe alkoi tarkentua 2016 vuoden helmikuussa, jolloin myös tutkimusryhmä muotoutui. Tutkimusryhmä alkoi vuoden 2016 maaliskuussa perehtymään aiheeseen syvemmin kartoittaen aiemmin tehtyjä tutkimuksia ja teoretietoa aiheesta. Perehtymisen pohjalta tutkimusryhmä valitsi tutkimusmenetelmän ja alkoi kirjoittaa opinnäytetyön suunnitelmaa. Suunnitelmavaihe kesti toukokuuhun 2016 ja sen aikana tietopohjan kartoitus aiheeseen jatkui, ja aihevalinta muokkautui lopulliseen muotoon. Syksyllä 2016 Opinnäytetyön toteutusvaihe alkoi teoriapohjan kirjoittamisella ja mittauksen suunnittelulla. Opinnäytetyön tutkimusmittaukset toteutettiin syyskuun lopussa. Tutkimuksesta saadun EMG-datan purkaminen ja analysointi suoritettiin loka-marraskuussa 2016. Opinnäytetyön pohdinta, sekä kieliasun ja ulkomuodon viimeistely jatkui marraskuun puoliväliin saakka, jolloin tutkimus julkaistiin. Kuviossa 1 on tiivistetysti kuvattu opinnäytetyöprosessin eri vaiheet.



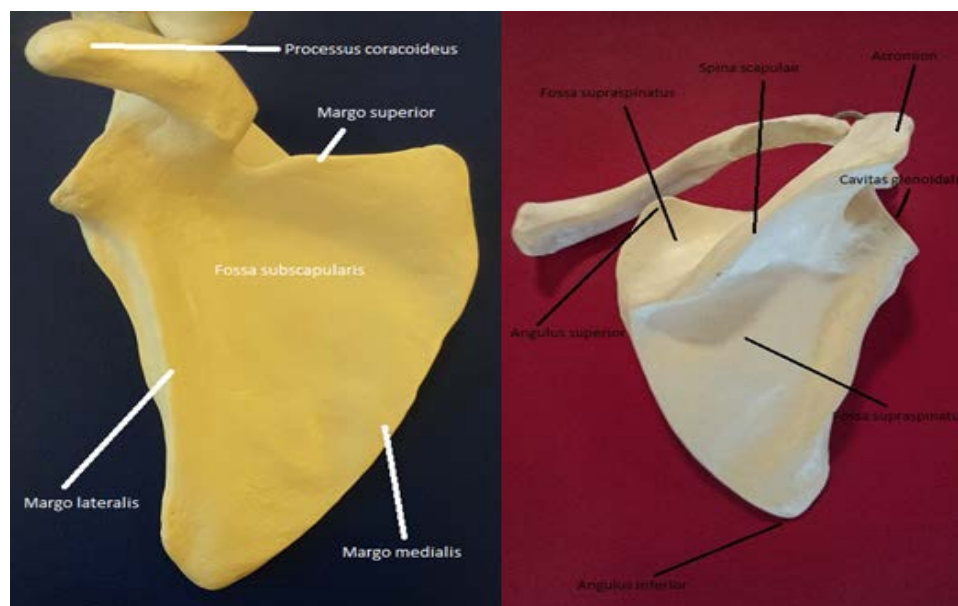
Kuvio 1. Opinnäytetyöprosessin edistyminen

## 4 Hartiarenkaan anatomia

Hartiarengas on solisluiden (claviculan) sekä lapaluiden (scapula) muodostama kokonaisuus molemmin puolin kehoa, joka liittää yläraajat vartaloon. Solisluit nivELYVÄT etupuolella rintalastaan (sternum) SC-nivelten avulla (art. sternoclavicularis). Lapaluit nivELYVÄT solisluihin AC-nivelen (art. acromioclavicular) kautta, sekä olkanivelen (art. glenohumeralis) kautta olkaluuhun (humerus). Hartiarengas ei nivELY selkärangan, vaan sitä pitävÄT paikallaan selkärangasta sekä kylkiluista lähtevÄT isot lihaskokonaisuudet, jotka stabiloivat ja liikuttavat hartiarengasta kiinnittyen lapaluiden, solisluiden, olkaluiden ja rintalastan eri osiin. (Tortora 2011, 256.)

### 4.1 Hartiarenkaan passiiviset tukirakenteet

Scapula eli lapaluu (kts. Kuvio 2.) on litteÄ ja kolmiomainen luu. Lapaluu sijaitsee rintakehÄn takapuolella toisen ja seitsemÄnnen kylkiluun vÄlillÄ. Lapaluu nivELYTYÄ acromionista claviculan lateraalipÄÄhÄn muodostaen AC-nivelen. Olkaluun nivelkuoppa (cavitas glenoidalis) muodostaa yhdessÄ olkaluun (humerus) kanssa olkanivelen eli GH-nivelen. (Platzer 2009, 110-111. Tortora 2011, 258-259.) LisÄksi lapaluu muodostaa rintakehÄn takaosan kanssa ST-liitoksen, jota kutsutaan niveleksi (Magee 20008, 235).



Kuvio 2. Lapaluun rakenne etu- ja takapuolelta

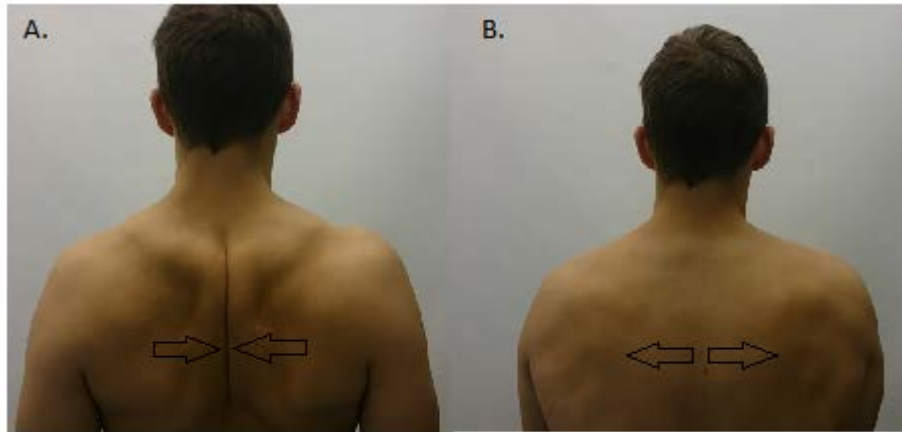
Lapaluu on optimaalisessa asennossa, kun sen harjun mediaalipää on kolmannen rintarangan nikaman (th3) tasolla, lapaluun alakärjen ollessa seitsemännen ja kahdeksannen kylkiluun korkeudella (Platzer 2009, 110). Lapaluun mediaalireunan tulisi olla rangan suuntainen ja noin seitsemän senttimetriä selkärangan okahaarakkeista. Lapaluun ollessa oikeanlaisessa asennossa, solisluun lateraalipään tulisi olla hieman yläviistossa rintalastaan kiinnittyvään mediaalipäähän nähden (kts. Kuvio 3.) (Hakomäki & Pentinlehto, 2010.) Sagittaalitasossa olkanivelen keskikohta on luotisuorassa linjassa muuhun vartaloon nähden (Sandström & Ahonen 2011, 257).



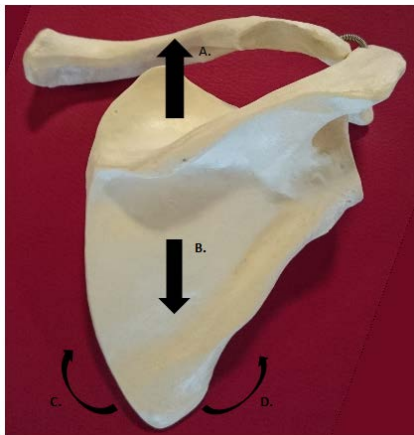
Kuvio 3. Lapaluun sijoittuminen rintakehän selkäpuolelle

Lapaluun liikkeet ovat retraktio (adduktio) eli lapaluiden yhteen vieminen, protraktio (abduktio) eli lapaluiden erkaannuttaminen, elevaatio eli lapaluiden nosto ylöspäin, sekä depressio eli lapaluiden alas painaminen. Lisäksi lapaluun liikesuuntia ovat myös lapaluun ulko- ja sisäkierto, joissa lapaluun alakulma (inferior angle) liikkuu lateraalisesti tai mediaalisesti. Ulkokierto tunnetaan kirjallisuudessa myös termillä upward

rotation (ylöspäinkierto), ja sisäkierto termillä downward rotation (alaspäinkierto). (Platzer 2009, s. 110, 136. Magee 2008, 249.) Lapaluun liikesuunnat on esitetty kuvioissa 4. ja 5.



Kuvio 4. Lapaluun A. retraktio, B. protraktio



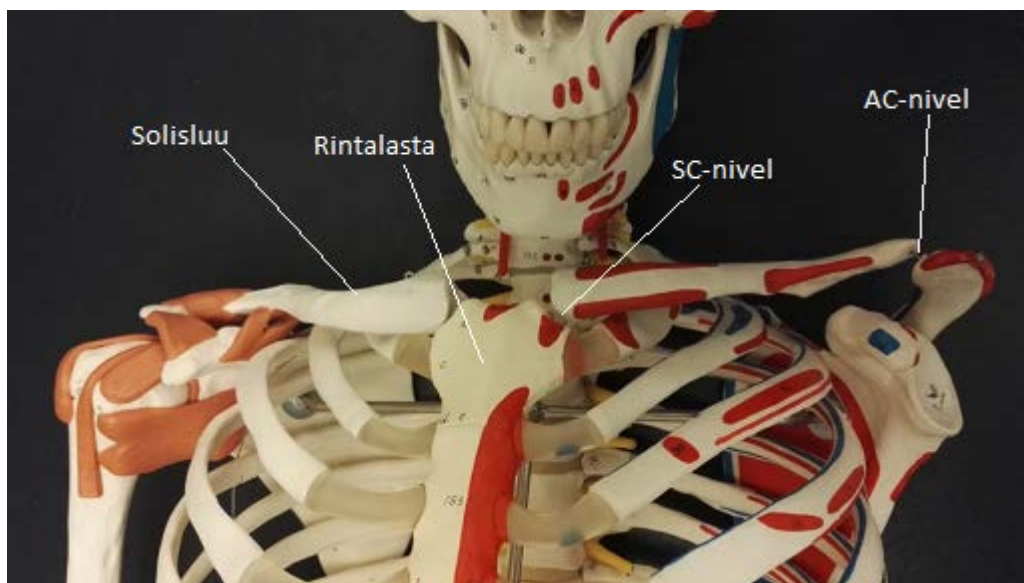
Kuvio 5. Lapaluun liikesuuntia

A. elevaatio, B. depressio, C. alakulman sisäkierto, D. alakulman ulkokierto

S-muotoinen clavicula eli solisluu sijaitsee horisontaalisesti ensimmäisen kylkiluun tasolla rintakehän etupuolella. Luu niveltyy lateraalipäästä acromioniin, muodostaen AC-nivelen. Mediaalipäästä solisluu niveltyy rintalastaan eli sternumiin muodostaen SC-nivelen. Yläraajaan kohdistuvat voimat välittyvät solislun kautta vartaloon, ja

liian suuren mekaanisen voiman seurauksena solisluu saattaa murtua. (Tortora 2011, 257-258. Platzer 2009, 112-113. Magee 2008, 235.)

Rintalasta (sternum) on litteä ja kapeneva luinen rakenne, joka sijaitsee keskellä rintakehää (kts. Kuvio 6). Rintalasta jakaantuu kolmeen osaan, joista ylin osa eli rintalastan kahva (manubrium) muodostaa SC-nivelen solisluun kanssa. Kahvaan niveltyy ylin kylkiluupari, sekä kahvan ja runko-osan väliin niveltyy toinen kylkiluupari. Keskellä on rintalastan runko-osa (corpus), johon kiinnittyy viisi paria kylkiluita. Rintalastan alinta osaa kutsutaan miekkalisäkkeeksi (processus xiphoideus). (Platzer 2009, 66-67. Tortora 2011, 245)



Kuvio 6. Rintakehän luiset rakenteet etupuolelta

Humerus eli olkaluu (kts. Kuvio 7) on suurin yläraajan luista. Olkaluun pää niveltyy lapaan kuoppaan muodostaen GH-nivelen. Proksimaalipäästä acromionin alapuolelta löytyy palpoitava olkaluun iso kyhmy (tuberculum majus), johon kiinnittyy kolme kiertäjäkalvosimen lihasta. Muita tärkeitä luisia rakenteita proksimaalipäässä ovat pikku kyhmy (tuberculum minus), johon kiinnittyy neljäs kiertäjäkalvosimen lihas. Lisäksi kyhmyjen välissä on ura, intertubercular sulcus, jossa kulkee kyynärvarren koukistajan pidempi jänne. (Platzer 2009, 114-115. Tortora 2011, 261-262.)



Kuvio 7. Vasemman olkaluun proksimaalipää etupuolelta

AC-nivel (art. acromioclaviculare) on acromionin ja solisluun lateraalipään välinen synoviaali tasonivel, mikä mahdollistaa solisluun lateraali- ja mediaalirotaatiot sekä elevaation. AC-nivelen nivelpinnat ovat rustomaista kudosta ja niveltä tukevat ligamentit lig. acromioclavicular, lig. coracoclavicular sekä lig. coracoacromion. Lig. acromioclavicular on useimmiten vaurioille alttein ligamentti AC-nivelessä, nivelen joutuessa liiallisen rasituksen kohteeksi. (Platzer 2009, 112-113. Magee 2008, 232-233.)

SC-nivelen (art. sternoclaviculare) on rintalastan ja solisluun mediaalipään välinen synoviaali satulanivel. Niveltä on nivelen sisäinen levy, joka vahvistaa niveltä ja ehkäisee solisluun mediaalipään luksaatiota eli sijoiltaanmenoa. Nivel mahdollistaa rajoitetusti solisluun liikettä elevaatioon, depression, protraktioon, retraktioon ja rotaatioon. Niveltä tukevat kaksiosainen lig. sternoclaviculare, joka jakautuu nivelen etu- ja takapuolelle niveltä, lisäksi lig. interclaviculare ja lig. costoclaviculare. (Magee 2008, 234-235. Platzer 2009, 112-113.)

Olkanivel (art. glenohumerale) on lapaluun kuopan (cavitas glenoidalis) ja olkaluun pään (caput humerii) välisten nivelpintojen muodostama pallonivel. Niveltä ympäröivä rustorengas (labrum) syventää nivelkuoppaa ja tukevoittaa niveltä. Olkanivel on kehon liikkuvin nivel, ja se mahdollistaa olkaluun fleksion, ekstension, abduktion, adduktion, ulkorotaation ja sisärotaation. Olkaluuta tukevoittavat osittain ligamentit lig. coracohumerale, lig. glenohumerale ja lig. transversehumerale. Pääosan nivelen tukevoittamisesta hoitavat kiertäjäkalvosimen lihakset. (Magee 2008, 231-232. Tortora 2011, 310-312. Platzer 2009, 116-117.)

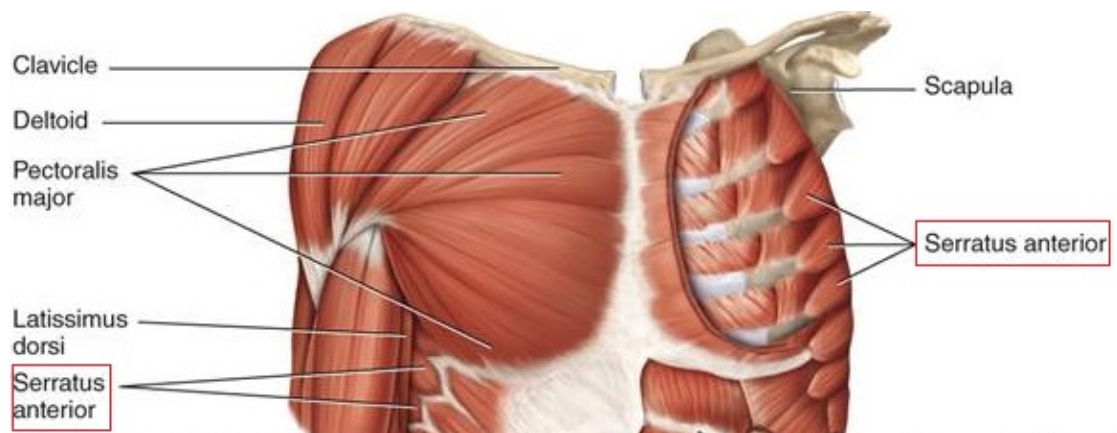
## 4.2 Hartiarengasta liikuttavia lihaksia

Hartiarengasta liikuttavat lihakset voidaan jakaa toiminnan tai sijainnin mukaan. Hartiarenkaaseen kiinnittyvät vartalosta lähtevät lihakset, jotka jaetaan vartalon takapuolelle, ovat m. serratus anterior, m. levator scapulae sekä m. rhomboideus major ja minor. Hartiarenkaaseen kiinnittyviin pääkallosta lähtevät lihaksiin kuuluu m. trapezius. Olkaluuhun kiinnittyvät hartiarengasta liikuttavat lihakset ovat vartalon takapuolella olkapään kiertäjäkalvosimen lihakset ja etupuolella m. pectoralis major ja minor. (Platzer 2009, 136.)

### 4.2.1 Etummainen sahalihäs (m. serratus anterior )

Etummainen sahalihäs on laaja sekä muodoltaan litteä ja viuhkamainen lihas. Se koostuu kolmesta osasta: ylä-, keski- sekä alaosasta, jotka lähtevät 1.-9. kylkiluusta ja kiinnittyvät lapaluun sisäpuolelle mediaaliseen reunaan (margo medialis). SA on saanut nimensä sen sahamaisesta muodosta. Lihasta hermottaa n. thoracicus longus (C5-C7). (Tortora 2011, 400. Platzer 2009, 144.) (Kts. Kuvio 8.)

Koko lihas abduktoi lapaluuta lateraalisesti eteenpäin kylkiluiden suuntaisesti (protraktio) ja kohottaa kylkiluita, kun hartiarengas on fiksoitu, avustaen hengitystä (Platzer 2009, 144). SA:lla on suuri rooli lapaluun stabilaattorina, sillä se pitää lapaluun rintakehää vasten, kun yläraajaa liikutellaan tai kannetaan taakkoja (Hakomäki & Pentinlehto 2010). Lisäksi SA:n yläosa laskee kohotettua käsivartta ja alaosa rotatoi lapaluuta lateraalisesti. Koska SA on tärkeä lihas yläraajan horisontaalisissa liikkeissä, kuten työntäminen tai lyöminen, sitä kutsutaan nyrkkeilijän lihakseksi. (Gilroy, MacPhearson & Ross 2012, 144. Tortora 2011, 400.)



Kuvio 8. M. Serratus anterior edestäpäin

(Tortora & Derrickson 2006.)

#### 4.2.2 Iso ja pieni suunnikaslihas (m. Rhomboideus major ja minor)

Nimensä mukaisesti rhomboideukset ovat suunnikkaan muotoisia lihaksia, joista major on noin kaksi kertaa leveämpi kuin minor. Pieni suunnikaslihas lähtee C6 – C7 nikamien okahaarakkeista ja kiinnittyy lapaluun sisäreunaan. Iso suunnikaslihas lähtee Th1 – Th4 nikamien okahaarakkeista, ja kiinnittyy lapaluun sisäreunaan, pienen suunnikaslihaksen alapuolelle. Suunnikaslihakset voivat joskus muodostaa yhden kokonaisen lihaksen. Lihaksia hermottaa n. scapularis dorsalis (C4-C5). (Platzer 2009, 144.)

Suunnikaslihakset toimivat yhdessä lapaluun adduktoreina (retraktio). Lisäksi ne rota-toivat lapaluuta sisäänpäin, ja stabiloivat lapaluuta rintakehää vasten. (Platzer 2009, 144.)

#### 4.2.3 Lapaluun kohottajalihas (m. Levator scapulae)

Lapaluun kohottajalihas on muodoltaan kapea ja pitkulainen (kts. Kuvio 10). Lihaskä lähtee neljän ensimmäisen kaularangan nikaman poikkihaarakkeista (proc. Transversus C1-C4) ja kiinnittyy lapaluun mediaalisen reunan yläkulmaan. Lihaskä kohottaa lapaluuta, kun lapaluun alakulma kiertyy mediaalisesti selkärankaa kohden. Lihaskä her-mottaa n. scapularis dorsalis (C4-C5). (Platzer 2009, 144. Tortora 2011, 400.)



#### 4.2.4 Epäkäslihas (m. trapezius)

Epäkäslihas on pinnallisin selkälihaksista. Muodoltaan se on litteä ja kolmiomainen. Se jaetaan kolmeen osaan lihaksen funktioiden perusteella. Yläosa lähtee ylemmästä niskaviivasta (linea nuchae superior), sekä niskaviivan ligamentista (lig. nuchae) ja kiinnittyy solisluun lateraaliseen kolmannekseen. Keskiosa lähtee C7 – Th3 nikamien okahaarakkeista ja okahaarakeligamentista (lig. supraspinous) ja kiinnittyy solisluun lateraalipäähän (kts. Kuvio 10), acromioniin ja osittain lapaluun harjuun (spina scapulae). Alaosa lähtee Th3 – Th12 nikamien okahaarakkeista ja okahaarakeligamentista ja kiinnittyy lapaluun harjuun. Lihasta hermottaa n. accessorius ja kaularangan C3-C5 hermot. (Platzer 2009, 146. Tortora 2011, 400.)

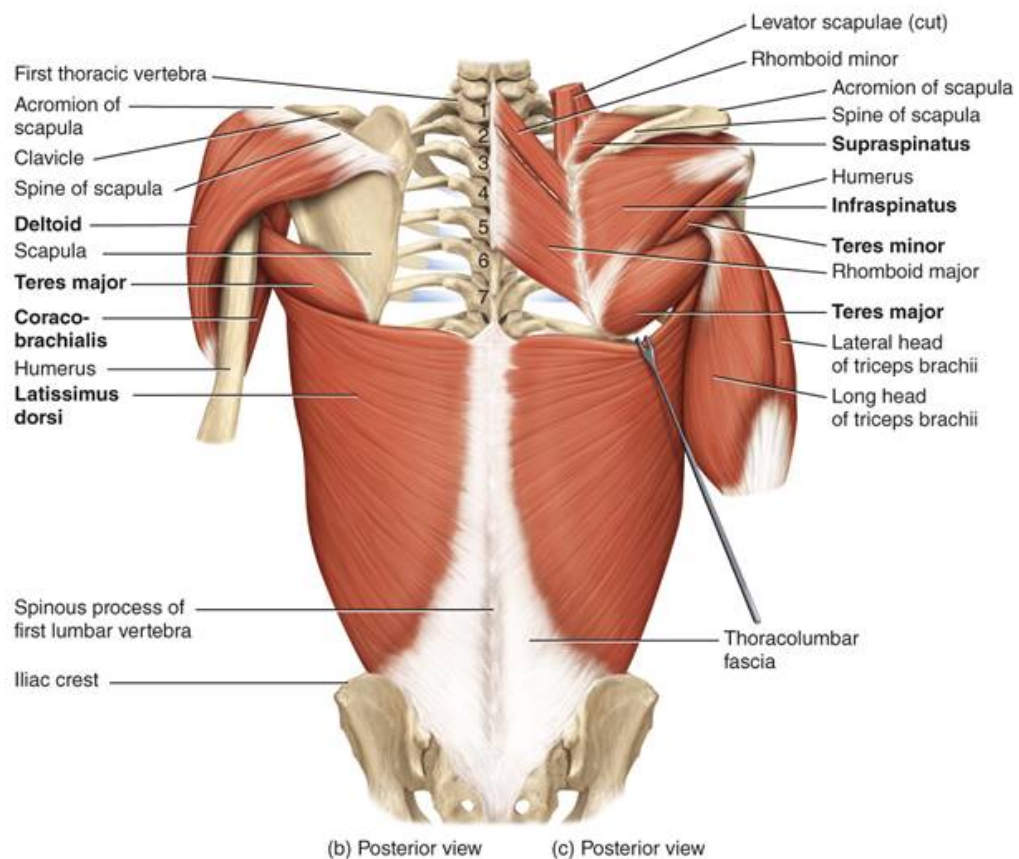
Epäkäslihaksen ylä- ja alaosa rotatoivat lapaluun alakulmaa lateraalisesti, sekä stabi-loivat lapaluuta. Yläosa osallistuu myös lapaluun elevaatioon ja alaosa osallistuu lapa-luun depressioon. Lihaksen keskiosa adduktoi lapaluuta. (Magee 2008, 249. Tortora 2011, 400.)

#### 4.2.5 Kiertäjäkalvosin (Rotator cuff)

Lapaluusta lähtevät ja olkaluuhun kiinnittyvät ylempi lapalihas (m. supraspinatus), alempi lapalihas (m. infraspinatus), lavanaluslihas (m. subscapularis) sekä pieni liereälihas (m. teres minor). Nämä lihakset muodostavat kiertäjäkalvosimen. Kiertäjäkalvosin tukevoittaa olkaniveltä ja asettaa olkaluun nivelkuoppaan lapaluussa. Kiertäjäkalvosimen lihakset osallistuvat olkanivelen hallintaan sekä liikkeen tuottamiseen eri liikesuunnissa (fleksio, ekstensio, abduktio ja adduktio). (Olkapään jännevammat, Käypä hoito 2014.) Taulukossa 1 on kuvattu kiertäjäkalvosimen lihakset. Kuviossa 9. näkyy kiertäjäkalvosimen lihaksista ylempi- ja alempi lapalihas sekä pieni liereälihas.

Taulukko 1. Kiertäjäkalvosimen lihakset

Lihás	Origo / Insertio	Funktio
<b>m. Supraspinatus</b>	O: fossa supraspinatus I: tuberculum majör	Abduktio
<b>m. Infraspinatus</b>	O: fossa infraspinatus I: tuberculum majör	Ulkorotaatio
<b>m. Teres minor</b>	O: Scapulan ulkoreuna I: tuberculum majör	Ulkorotaatio
<b>m. Subscapularis</b>	O: fossa subscapularis I: tuberculum minor	Sisärotaatio



Kuvio 9. Hartiarengasta liikuttavia lihaksia takaapäin

(Tortora &amp; Derrickson 2006.)

#### 4.2.6 Pieni- ja iso rintalihas (m. Pectoralis minor ja m. pectoralis major)

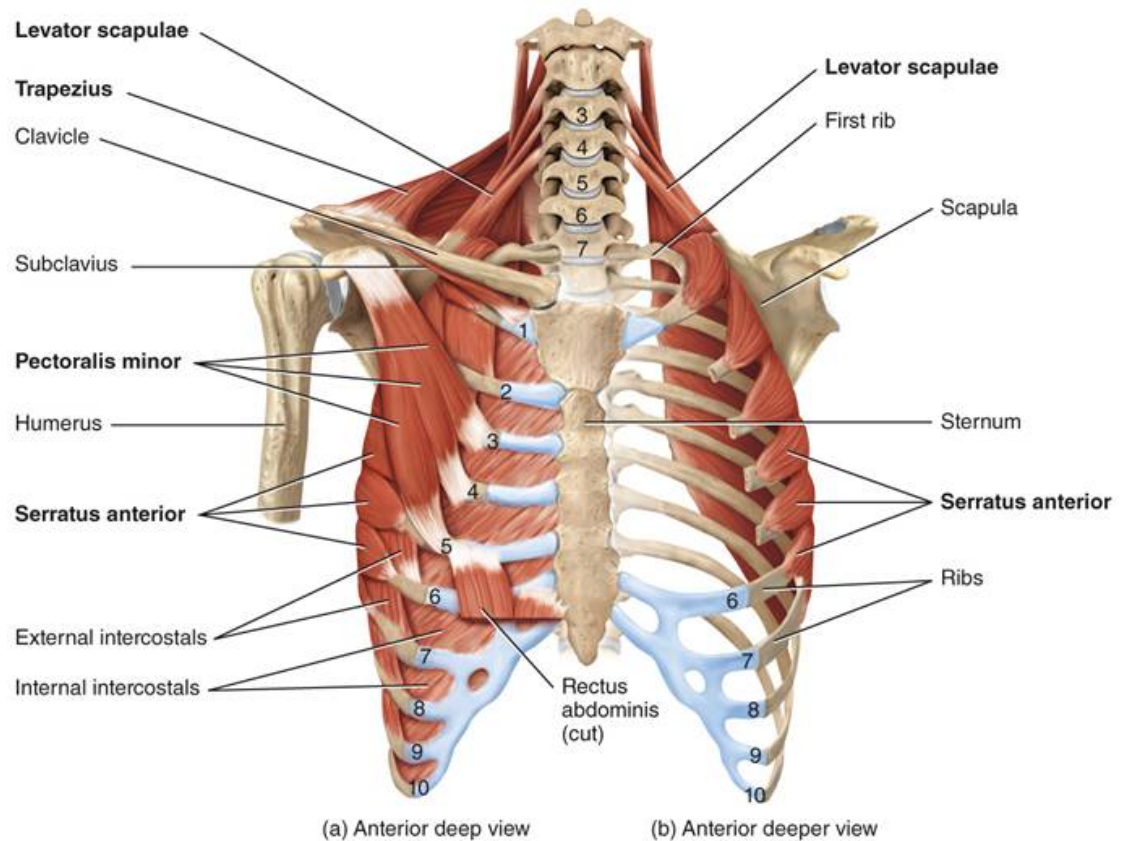
Pieni rintalihas (kts. Kuvio 10) on hartiarenaan lihaksista poikkeuksellinen, sillä se ei kiinnity vapaaseen raajaan. Lihäs lähtee 3.-5. kylkiluista ja kiinnittyy korppilisäkkeeseen (proc. coracoideus). Pieni rintalihas laskee ja rotatoi lapaluuta mediaalisesti. Hermotus tapahtuu n. pectoraliksesta C6-C8. (Platzer 2009, 142. Magee 2008, 249.)

Iso rintalihas jaetaan kolmeen osaan: pars. clavicularis, pars. sternocostalis ja pars. abdominalis. Lihaksen osien lähtö- ja kiinnityskohdat on esitetty taulukossa 2 Yhdessä kaikki osat laskevat nostettua yläraajaa, lisäksi koko lihas lähentää ja rotatoi yläraajaa mediaalisesti. Pars. clavicularis yhdessä pars. sternocostaloksen saavat aikaan anteversion yläraajan ollessa loitonnuksessa. Pars. sternocostalis ja pars. abdominalis yhdessä vetävät olkapäätä eteenpäin. Lisäksi lihas avustaa hengitystä yläraajat ovat fiksoitu. Hermotus n. pectoraliksesta C5-T1. (Platzer 2009, 142)

Taulukko 2. Ison rintalihaksen osat

Ison rintalihaksen osat	Origo	Insertio
Pars. Clavicularis	Solislun mediaalipuolikkaan etupinta	Olkaluun suurenkyhmyh harjun alaosaan
Pars. Sternocostalis	2.-6. kylkilun rustot sekä rintalastan kalvo	Olkaluun suurenkyhmyh harjun keskiosaan
Pars. Abdominalis	Haarautuu suoran vatsalihaksen ylimmästä pinnallisesta kalvosta	Olkaluun suurenkyhmyh harjun yläosaan

(Mukaillen Platzer 2009, 142)



Kuvio 10. Hartiarenkaan luut ja hartiarengasta liikuttavia lihaksia edestäpäin (Tortora & Derrickson 2006.)

## 5 Hartiarenkaan alueen lihasten toiminta

SA:n huono hallinta aiheuttaa häiriötä lapaluun liikkeeseen, ja tämä heijastuu koko humeroscapulaariseen rytmiin. Kun lapaluun abduktio ja lateraalinen rotaatio ovat heikkoja, aiheuttaa tämä olkanivelen kuopan (cavitas glenoidalis) huonon asennon, ja tällöin olkaniveleen tulee kuormitusta. Jos lapaluu ei liiku normaalisti olkavarren liikkeiden (fleksio, abduktio) aikana, niin olka- ja lavanseudun lihakset eivät pääse toimimaan optimaalisesti. (Sahrmann 2002, 208-209.) SA:n heikkous aiheuttaa lapaluun protraktion, joka näkyy myös olkapään protraktiona. Lapaluun kontrollin heikkous voi aiheuttaa wingingiä eli siipeämistä, joka näkyy erityisesti, kun glenohumeraalinivelestä käsivartta nostetaan yli 120°. (Magee 2014, 281.) Jos lapaluussa on havaittavissa kontrollihäiriö, olisi häiriötä hyvä lähteä korjaamaan harjoittelemalla liikkeiden

oikeaa lihasten aktivoitumisjärjestystä, heikon lihaksen vahvistamiseen keskittymisen sijaan (Sahrmann 2011, 2).

Lapaluun ulkorotaatio yhdessä olkaluun elevaation kanssa on mukana kaikissa olkavarren nostamisiirteissä. Toimiva ja hallittu lapaluun ulkorotaatio saavutetaan hartiarengasta seudun lihasten oikea-aikaisella aktivoitumisjärjestyksellä. SA ja trapeziuksen ylä- ja alaosa toimivat voimapareina, ja yhdessä toimiessaan ne aikaansaavat lapaluun ulkorotaation samanaikaisesti stabiloiden lapaluuta. SA yhdessä koko trapeziuksen kanssa estävät lapaluun hallitsematonta sivusuuntaista siirtymää olkavartta liikuttaessa. (Gioftsos, Arvanitidis, Tsimouris, Kanellopoulos, Paras, Trigkas & Sakellari, 2016.)

Lapaluu liikuu pitkin kylkiluita protraktioon ja retraktioon. Retraktiossa lapaluun liukuminen on suoralinjainen, protraktiossa on mukana lapaluun ulko- tai sisärotaatiota. Lapaluun liikkeiden aikana voidaan havaita huomattavaa lihasaktiivisuutta lapaluuta stabiloivissa lihaksissa. Lapaluuta stabiloivat lihakset toimivat voimapareina ja liikuttavat sekä stabiloivat kehonosia suhteessa toisiinsa. Trapeziuksen ylä- ja alaosa, yhdessä romboideuksien kanssa toimivat SA:n voimaparina lapaluun stabiloinnissa. Elevaatiossa SA toimii yhdessä trapeziuksen alaosan kanssa voimaparina trapeziuksen yläosan ja romboideus majorin sekä levator scapulaen kanssa. (Kibler 1998.) Hartiarengasta liikuttavista lihaksista SA:lla ja trapeziuksen alaosalla on taipumusta lihasheikkouteen, ja pectoralis majorilla ja minorilla, trapeziuksen yläosalla, sekä levator scapulaella on taipumusta lihaskireyteen (Magee 2008, 249). Taulukossa 3 on kuvattu lihasvoimaparit lapaluun eri liikesuunnissa.

Taulukko 3. Voimaparit lapaluun liikkeissä

<b>Liikesuunta</b>	<b>Agonisti/stabilaattori</b>	<b>Antagonisti/stabilaattori</b>
<b>Protraktio (abduktio)</b>	Serratus anterior Pectoralis major ja minor	Trapezius Rhomboideus major ja minor
<b>Retraktio (adduktio)</b>	Trapezius Rhomboideus major ja minor	Serratus anterior Pectoralis major ja minor
<b>Elevaatio</b>	Trapeziuksen yläosa Levator scapulae Rhomboideus major	Serratus anterior Trapeziuksen alaosa
<b>Depressio</b>	Serratus anterior Trapeziuksen alaosa	Trapeziuksen yläosa Levator scapulae
<b>Lapaluun alakulman uloskiertyminen (lateraalirotaatio)</b>	Trapeziuksen ylä- ja alaosa Serratus anterior	Levator scapulae Rhomboideus major ja minor Pectoralis minor
<b>Lapaluun alakulman sisäänkiertyminen (mediaalirotaatio)</b>	Levator scapulae Rhomboideus major ja minor Pectoralis minor	Trapeziuksen ylä - ja alaosa Serratus anterior
<b>Lapaluun stabilisointi</b>	Trapeziuksen ylä- ja alaosa Rhomboideus major ja minor	Serratus anterior

(Mukaillen Magee 2008, 249. Tortora 2011, 400.)

## 5.1 Humeroscapulaarinen rytmi

Humeroscapulaarinen rytmi kuvaa olkavarren ja lapaluun liikkeen suhdetta olkavarren elevaatiossa. Elevaatiolla voidaan käsittää olkavarren etukautta noston (fleksion) tai sivukautta loitonnuksen (abduktion). Humeroscapulaarinen rytmi on noin 2:1 ja taulukossa 4 on kuvattu humeroscapulaarisen rytmin vaiheet.

Humeroscapulaarisen rytmin ensimmäisessä vaiheessa olkavarren 30° abduktiossa lapaluun liike on vähäistä. Ensimmäisen vaiheen aikana solisluussa tapahtuu lievä elevaatio ja rotaatio. Toisessa vaiheessa seuraavan olkavarren 60° abduktion aikana olkavarsi abduktoituu 40° lapaluun rotatoituessa samalla lateraalisesti (ulkorotaatio) 20°. Toisen vaiheen lopussa kokonaisabduktio 90°, ja humeroscapulaarinen liikesuhde on 2:1. Solisluu elevoituu hieman toisen vaiheen aikana, ja kolmannessa vaiheessa se rotatoituu 30-50°, sekä elevoituu 15°. Kolmannessa vaiheessa olkavarren ja lapaluun liikerytmi 2:1 jatkuu. Olkavarsi abduktoituu 60° ja samalla kiertyy ulospäin 90°, samalla lapaluun rotatoituessa lateraalisesti 30°, ja lisäksi lapaluussa ilmenee elevaatiota. Kolmannen vaiheen lopussa olkavarren abduktio on noin 120-130°, lapaluun ulkorotaatio 50-60°, sekä solisluun elevaatio 30°-35° ja posteriorinen rotaatio 30-50°. (Magee 2008, 249-251. Magee 2014, 274. Sandström & Ahonen 2011, 259.)

Taulukko 4. Humeroscapulaarinen rytmi

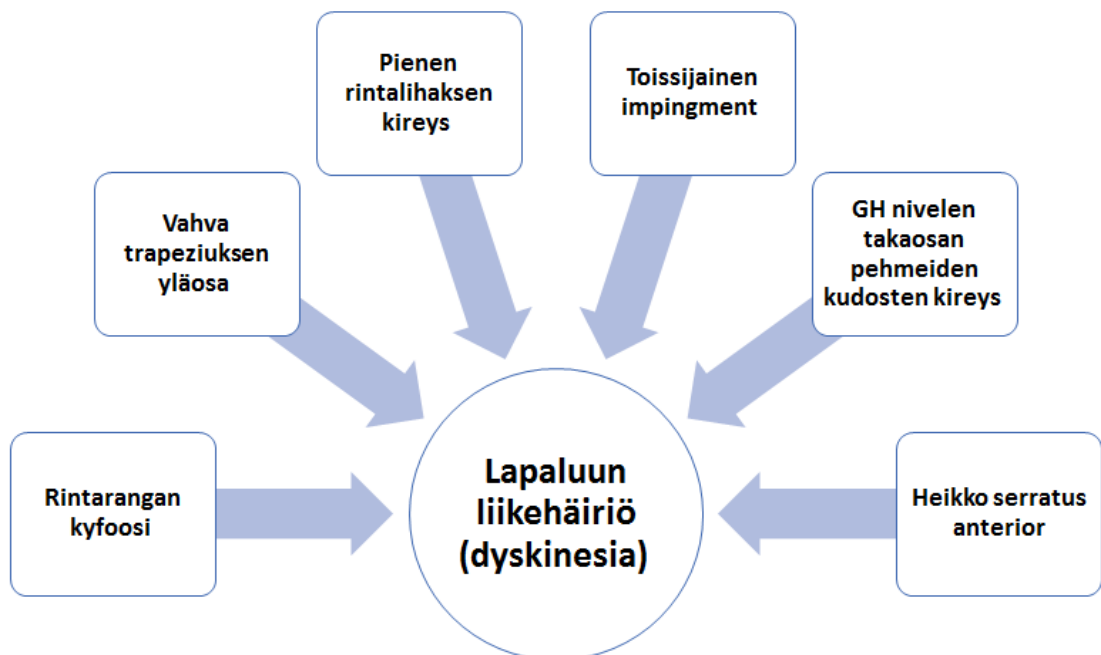
Vaihe 1: 30°	Humerus Scapula Clavicula	30° abduktio minimaalinen liike 0-5° elevaatio, lievä rotaatio
Vaihe 2: 30-90°	Humerus Scapula Clavicula	40° abduktio 20° ulkorotaatio 15° elevaatio
Vaihe 3: 90-180°	Humerus Scapula Clavicula	60° abduktio, 90° ulkorotaatio 30° ulkorotaatio 30-50° posteriorinen rotaatio, 15° elevaatio
Humeroscapulaarisenrytmin liikkeet yhteensä	Humerus Scapula Clavicula	120-130° abduktio 90° ulkorotaatio 50-60° ulkorotaatio Lievä elevaatio 30-35° elevaatio 30-50° post.rotaatio

(Mukaihen Magee 2014, 274.)



## 6 Hartiarenkaan patologia

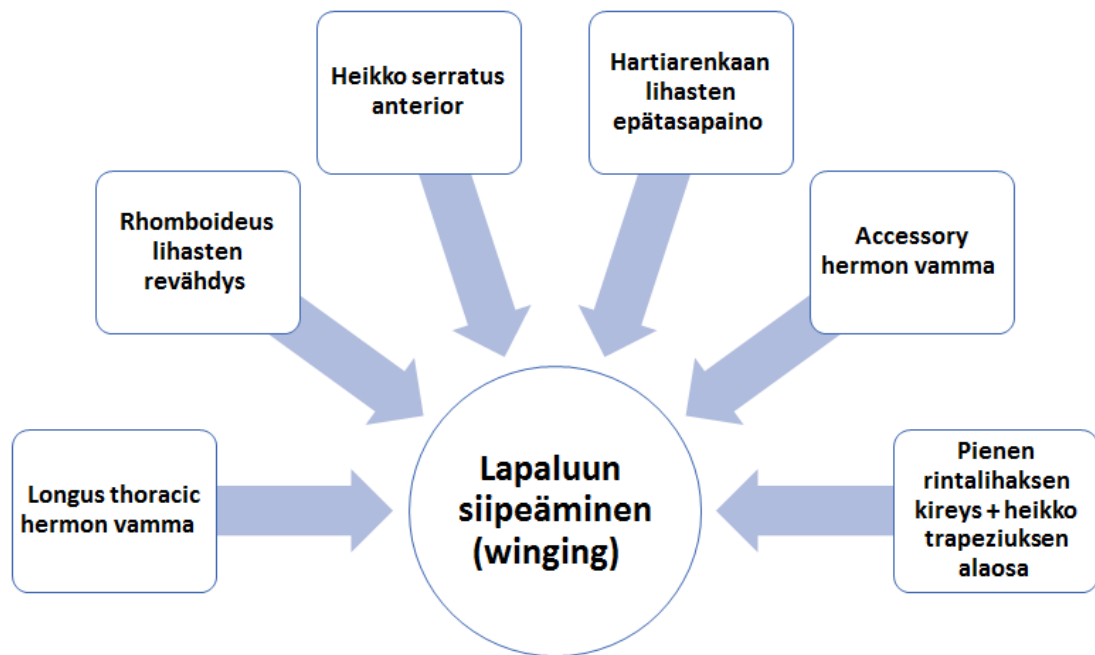
SA:n alentunut tai virheellinen hallinta johtaa lapaluun ja hartiarenkaan heikkoon tai vääranlaiseen toimintaan sekä virheasentoihin. (Sahrman 2002, 208.) Lapaluun huono asento ja stabiliteetti vaikuttavat niskan ja olkapään alueilla ilmeneviin neuro-muskulaarisiin häiriöihin (Yoo 2014.) Lavan ja olkapään seudun poikkeavasta biomekaniikasta saattaa aiheutua olkanivelen instabiliteettia, olkanivelen sekundaarista subacromiaalista impingementiä tai olkanivelen alueen ligamenttivammaa. Lapaluun siipeämisellä on myös vaikutusta olkapään vaivoihin, kuten impingement-kiputilaan (Seo, Jeon, Cho, Lee, Hwang & Jang 2013). Lapaluun biomekaaniset poikkeavuudet aiheuttavat myös kineettisen ketjun toiminnan ongelmia. Esimerkiksi heittolajeissa lapaluun oikeanlaisella toiminnalla on suuri merkitys voiman tuoton kannalta kun voima tuotetaan jaloista saakka heitettävään välineeseen. (Kibler 1998.) Kuviossa 11. esitetään lapaluun liikehäiriöön johtavia tekijöitä.



Kuvio 11. Lapaluun liikemallin häiriöihin vaikuttavia mekanismeja  
(Magee 2014, 275, 281, 282.)

Alentunut SA:n aktiivisuus on yhteydessä lapaluun eteenpäin "tilttaamiseen" (forward tilting) (Comeford ja Mottram mukaan Ludewig & Cook 2000; Lin ym. 2005, 364). Heikko lapaluun asennon hallinta näkyy lapaluun alaspäin rotatoituneena (downward rotation) tai eteenpäin tilttaavana (forward tilting) asentona. Eteenpäin tilttaus voi johtua myös liikerajoituksista (mm. Pectoralis minorin jäykkyys). (Comeford & Mottram 2012, 365.) Trapeziuksen yläosan kasvanut aktiivisuus saa aikaan SA:n aktivoitumisen heikkenemistä, ja tämä ilmenee usealla olkapääkivuista kärsivillä (Lunden, Braman, LaPrade & Ludewig 2009). Uga, Nakazawa ja Sakamoto (2016) tutkivat lavan hallinnan yhteyttä olkavarren ulkokiertoon osallistuvien lihasten voimassa ja aktiivisuudessa. Tutkimuksessaan he havaitsivat SA:n aktiivisuuden olevan selvästi heikompaa henkilöillä, joilla oli lapaluun liikemallin poikkeavuuksia, verrattuna henkilöihin joiden lavan liikemalli oli normaali.

SA:n pareesissa winging näkyy scapulan alakulman irtoamisena rintakehästä ja anteriorisena tilttaamisena eli siirtymisenä eteen-ylöspäin (Magee 2008, 247). Lavan siipeäminen jaetaan dynaamiseen ja staattiseen. Dynaamisessa siipeämisessä lapaluun virheellinen toiminta tai asento on seurausta SA:n tai trapeziuksen pareesista, lapaluuta liikuttavien ja stabiloivien lihasten heikkoudesta tai kivusta olkanivelen alueella. Lapaluun, solisluun, selkärangan rakeenteelliset poikkeavuudet johtavat lapaluun staattiseen siipeämiseen. Yhtenä oireena voi esiintyä Sprengelin epämuodostuma, jossa lapaluu on synnynnäisesti laskeutumaton, jolloin lapaluut ovat eri tasoilla ja usein erikokoiset ja eri asennossa. (Magee 2008, 244.) Kuviossa 12. on esitetty lapaluun siipeämiseen vaikuttavia mekanismeja.



Kuvio 12. Lapaluun liikemallin häiriöihin vaikuttavia mekanismeja  
(Magee 2014, 275, 281, 282.)

SA:n hermottaa C5-C7:sta lähtevä n. thoracic longus, mikä haarautuu brachial plexuksesta solislukaan alta. Brachial plexuksen tyypillisimmät vammat aiheutuvat synnytyksessä ilmenneessä komplikaatioissa, kuten puristuksesta tai ulkoisesta paineesta. SA:n lihasheikkous tai halvaus (pareesi) saa aikaan lapaluun siipeämisen (winging), tällöin käsivarren nostaminen sivukautta (abduktio) tai etukautta (fleksio) ei onnistu yli 90 asteen tai on liikesuorituksestaan epäpuhdas (Platzer 2009, 144). SA halvaus voi johtua esimerkiksi thoracicus longus hermon alueella tehdystä invasiivisesta operatiosta. Tutkijat ovat pitkäaikaisseurannan avulla saaneet selville, että keskimäärin kuuden vuoden aikana 81 prosentille serratus pareesista kärsiville potilaille raskaiden esineiden nostaminen on mahdotonta, sekä 54 prosentille on mahdotonta tehdä työtä kädet hartiatason yläpuolella. (Kauppila & Vastamäki 1996.) Heikon SA:n onnistuessa yli 90 asteen abduktion tai fleksion liikesuorituksessa, on m. trapeziuksen inferiorinen osa mukana kompensoimassa liikettä. (Gilroy, MacPhearson & Ross 2012, s. 144. Magee 2008, s. 316) Lisäksi SA:n toimiessa virheellisesti, olkapään elevaatio on rajoittunut. (Sahrmann 2002, 208).

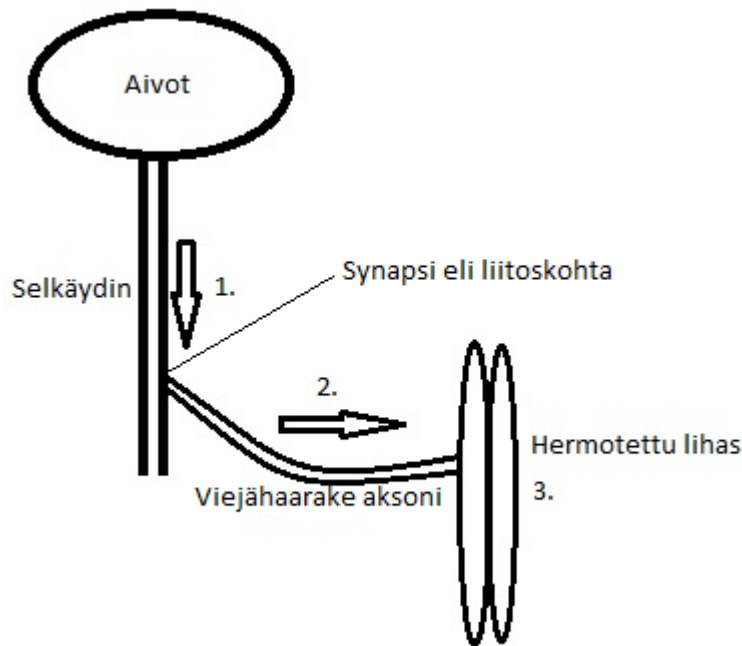
## 7 Elektromyografia

Elektromyografia eli EMG tunnetaan yksinkertaisena keinona "nähdä" lihaksen sisälle. Sen avulla voidaan mitata lihaksen toimintakykyä, eli luurankolihasien sähköistä aktiiviteettia. Sähköisen käyrän avulla potilas saa havainnollistavaa tietoa omasta lihaksen toiminnasta ja liikesuorituksesta, jota voidaan hyödyntää muun muassa kuntoutuksen eri vaiheissa ja urheilijoiden harjoittelussa sekä tutkimuksissa. EMG-mittauksilla voidaan selvittää lihasten aktiivitasoa ja –järjestystä, sekä tutkitaan liikettä ja poikkeamia. (Konrad 2006, 6)

### 7.1 Hermolihasjärjestelmä ja EMG -signaalin synty

Ihmisen toimintakyky ja liikkuminen perustuvat hermoston ja elinjärjestelmien yhteistyöhön. Ärsykkeet aiheuttavat hermostossa jatkuvaa tulkittavaa tietoa kehon sisä- ja ulkopuolen tapahtumista, joista hermosto lopulta luo havaintokokonaisuuden. (Sandström & Ahonen 2011, 3.) Tahdonalainen lihaksen supistumiskäskeä lähtee liikkeelle motoriselta kuorikerrokselta isoista aivoista, josta sähköinen käskeä etenee motoristen hermoratojen avulla lihakseen ja aiheuttaa halutun toiminnon lihaksessa. (Keskinen, Häkkinen & Kallinen 2007, 126.) Motorinen yksikkö on pienin toiminnallinen yksikkö, joka hermoston vaikutuksesta saa aikaan lihassupistuksen (Konrad 2006, 7). Keskushermosto säätelee lihaksen voimantuoton syttymisfrekvenssiä sekä lihaksen aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärää (Keskinen ym. 2007, 127).

Hermosolu siirtää impulsseilla eli hermoärsykkeillä tietoa toiselle hermosolulle aksonein synapsien eli liitoskohtien kautta. Erilaiset ärsykkeet tai kemialliset viestit laukaisevat hermosolun toiminnan. Aksonit eli viejähaarakkeet toimittavat impulssin hermolihaskliitoksen kautta lihakseen. Aktiopotentiaali eli toimintajännitteen muutos kuvaa hermoärsyksen kulkua. (Sandström & Ahonen 2011, 4-5.) Kuviossa 13. esitetään lihaksen supistumiskäsken eteneminen.

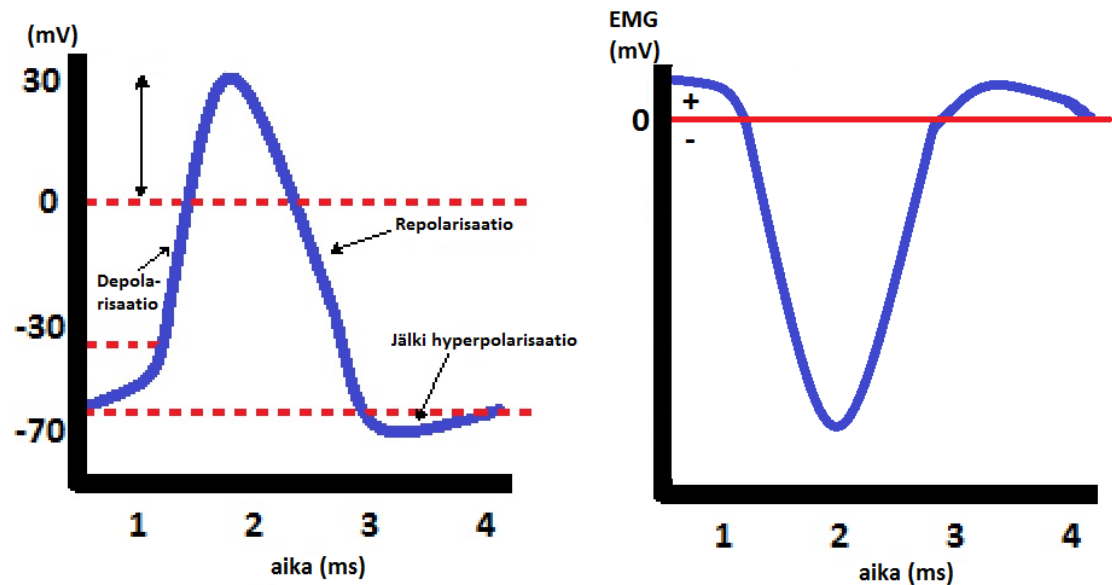


Kuvio 13. Lihaksen supistumiskäskyn eteneminen

Kuviossa on esitetty hermolihhasliitos: 1. Aivoista lähtevä impulssi etenee selkäyttimeen. 2. Viejähaarake, aksoni kuljettaa impulssia. 3. Impulssi saapuu lihakseen ja aiheuttaa lihassupistumisen. (Sandström & Ahonen 2011, 4-6, 48.)

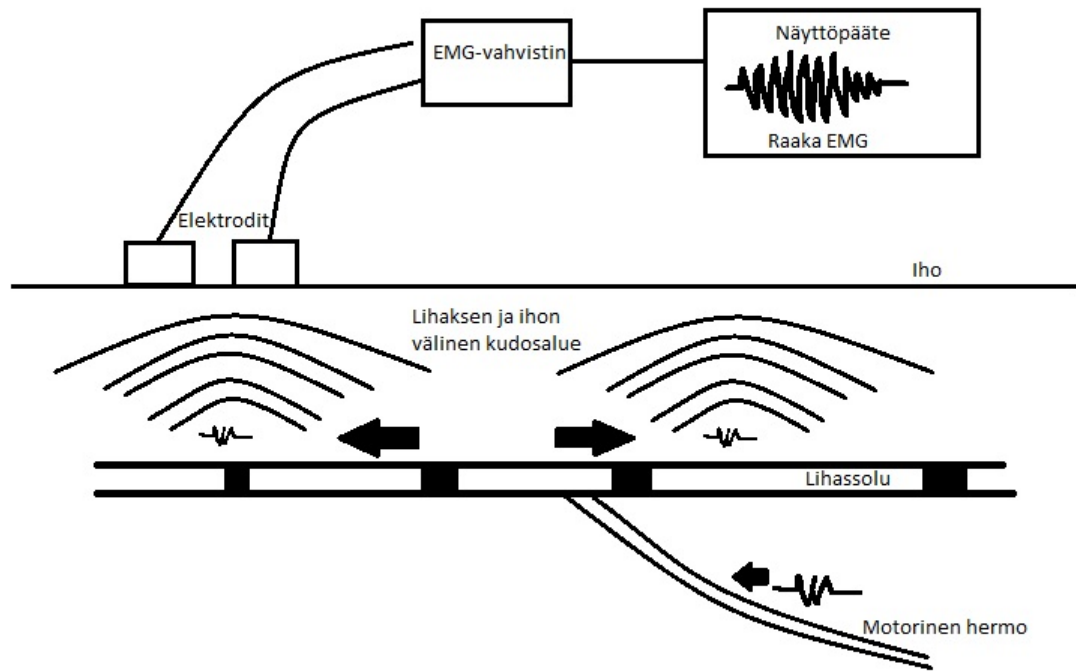
Aktiopotentiaali saa aikaiseksi ionien liikkumisen lihassolukalvolla. Positiivisesti ja negatiivisesti varautuneiden ionien siirtyminen sarkolemman eli solukalvon läpi, aiheuttaa polarisaation muutoksia. Lihassolukalvolla tapahtuva polarisaation vaihtelu saa aikaiseksi EMG:llä havaittavan elektromyogrammin kolmivaiheisuuden. Kun natriumioni ( $\text{Na}^+$ ) kulkeutuu solukalvon ulkopuolelta natriumkanavan kautta solun sisälle, tapahtuu solussa depolarisaatio eli solunsisäinen positiivinen varautuminen. Tällöin solun ulkopuolelle jää negatiivinen varaus, jonka EMG-elektrodi tulkitsee laskevana käyränä. Tämän jälkeen solun sisältä kaliumioneja ( $\text{K}^+$ ) kulkeutuu kaliumkanavan kautta solun ulkopuolelle tasoittaakseen sarkolemman varausta aiheuttaen repolarisaation eli solun lepotilan. ATP aukaisee natrium-kaliumpumpun ja palauttaa solunsisäkerroksen varauksen alkuperäiseen päästämällä  $\text{Na}^+$  takaisin solun ulkopuolelle, samalla natrium-kaliumpumppu vetää  $\text{K}^+$  takaisin solun sisäpuolelle, jolloin solukalvon ulkopuolelle syntyy hetkellinen positiivinen varaus, joka näkyy EMG-käyrällä nousevana piikkinä, jota seuraa EMG-käyrän tasoittuminen 0-tasolle. (Enoka 1994, 162 -

167) (Sandström & Ahonen 2011, 104 - 105). Kuviossa 14. on havainnollistettu aktiopotentiaalin kulku ja näkymä EMG-käyrällä ja kuviossa 15. kuvattu EMG-signaalin synty.



Kuvio 14. Aktiopotentiaalin kulku ja näkymä EMG-käyrällä

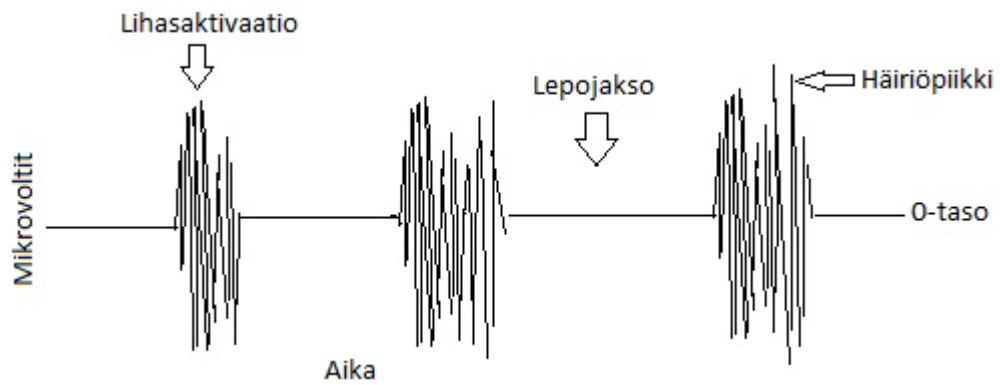
Vasemmalla kuvattu aktiopotentiaalin kulku solukalvon sisällä, ja oikealla kuvattu kuinka aktiopotentiaalin kulku näkyy EMG-käyrällä. (Enokaa 1994, 164 - 167 mukailen)



Kuvio 15. EMG-signaalin synty

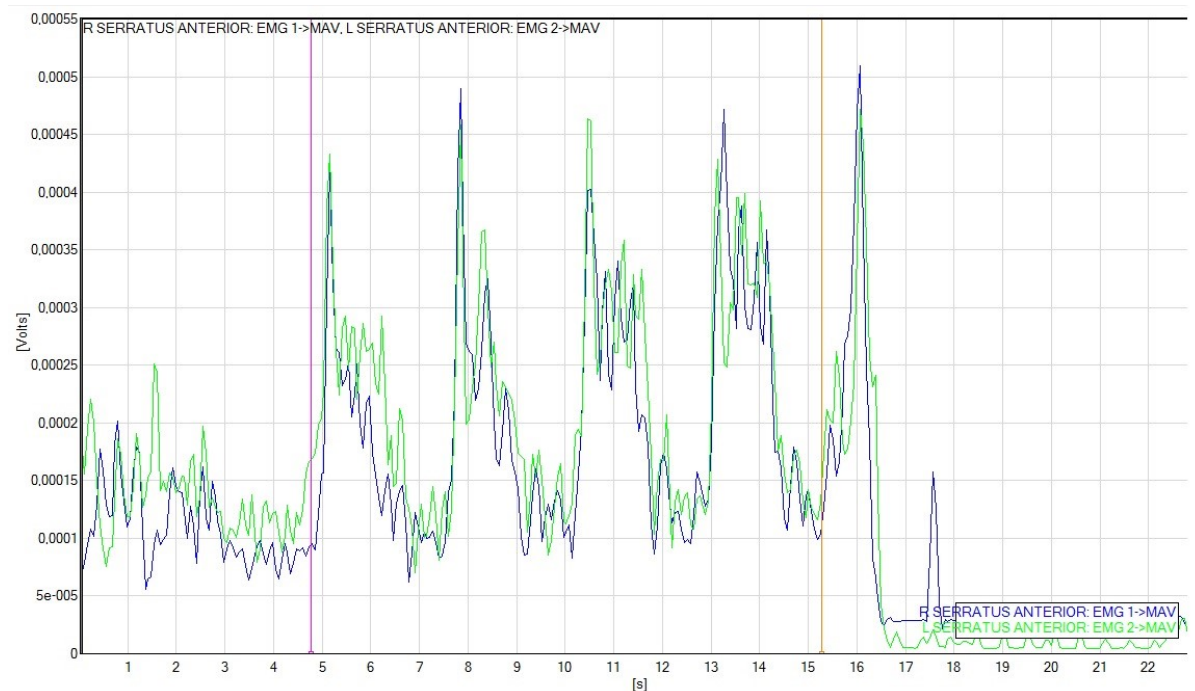
Aktiopotentialin leviäminen motorisesta hermosolusta lihassoluun ja ympäröivien kudosten kautta elektrodeihin. (Mukaillen Keskinen ym. 2007, 127.)

EMG-signaali jakaantuu kolmeen eri vaiheeseen, jossa ensimmäinen signaalin vaihe, raaka EMG-signaali (kts. Kuvio 16.), voidaan käsitellä tutkimusasetelmaan parhaiten sopivimmaksi tasasuuntaamalla signaali. Tasasuuntausta kutsutaan signaalin toiseksi vaiheeksi. Kolmannessa signaalin vaiheessa integroidaan saatu EMG-signaali, jolloin tuloksista saadaan selkeimmin käsiteltävät (kts. Kuvio 17.). Lihaksen isometrisesti tuottamaa voimaa voidaan suoraan tai lähes suoraan verrannollistaa integroituun EMG:hen. (Luhtanen 1988, 143, 156.)



Kuvio 16. Raaka EMG-signaali.

(Mukaiillen Konrad 2006.)



Kuvio 17. EMG-signaali käsiteltynä, Mean absolute value (MAV)

## 7.2 EMG:n käyttö tutkimuksissa

Elektromyografi on laite, joka mittaa aktivoituvan neuromuskulaarisen järjestelmän sähköisen signaalin. Tuloksissa näkyvä elektromyogrammin muodostama käyrä on



usean motorisen yksikön aktiopotentiaalin summa millivolteissa mitattuna. (Kaskivirran n.d. mukaan, Raez, Hussain & Mohd-Yasin 2006.) (Luhtanen 1988, 134.) EMG-aktiivisuus korreloi lihaksen voimantuottoa, mutta sen luotettavuus voi vaihdella eri syistä johtuen. Esimerkiksi lihastyötapa ja lihastyön kesto vaikuttavat EMG-signaalin korrelaatioon voimantuotossa. (Konrad 2006, 44.)

EMG-datassa näkyvällä käyrällä on useita eriasteisia piikkejä. EMG-käyrän yksittäinen huippu (peak value) ei ole merkityksellinen epätarkkuudesta johtuen, vaan huippuja käytetään useampia huippukeskiarvon (average peak) mittaamiseen. EMG-käyrän tutkimuksissa hyödynnetyin käyrä on amplitudikeskiarvo (amplitude mean). Keskiarvo kuvaa poikkileikkausta EMG-käyrän eri piikeistä ja laskee näistä keskiarvon. Amplitudikeskiarvo on käyttökelpoinen vertailuanalyyssissä eri arvoja vertaillaessa. EMG-käyrästä voidaan tutkia myös pinta-alaa (area) tietyltä alueelta käyrää, jolloin tutkimuksessa on helpompi analysoida tietyn ajan tai liikkeen lihasupistuksen tuottamaa dataa. (Konrad 2006, 40)

EMG-tutkimuksissa datan keruuseen käytetään elektrodeja. Elektrodit asetetaan mitattavan lihaksen kohdalle, josta elektrodi kerää tietoa aktiopotentiaalin muutoksista. (Enoka 1994, 167.) Mittauksessa voidaan käyttää invasiivista neulaelektrodia ja non-invasiivista pintaelektrodia. Neulaelektrodia käytetään, kun tutkitaan lihaskudoksen sisäisesti lihaksen aktivaatiota. Neulaelektrodilla mitataan paikallista lihasaktivaatiota. Neulaelektrodi on tarkka mittausmenetelmä, jolla voidaan mitata yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentiaali. Tervettä lihasta mitattaessa lihas aiheuttaa tietynlaisen sähköisen signaalin, joten neulaelektrodilla voidaan havaita lihas- tai hermovaurioita, mikäli poikkeamia löytyy. (Kaskivirran n.d. mukaan, Raez, Hussain & Mohd-Yasin 2006.)

Non-invasiivinen eli pintaelektrodi on laajempi EMG-mittauksen muoto, jossa ei mitata yksittäisen lihassäikeen toimintaa, vaan mittauskohteena on laajempi lihastoiminnan alue. Pintaelektrodimittausta voi hyödyntää lihasaktivaation tunnistamisessa. (Kaskivirran n.d. mukaan, Raez, Hussain & Mohd-Yasin 2006.) EMG – tutkimuksissa käytetyt elektrodit ovat yleisimmin pintaelektrodeja. (Enoka 1994, 167).

## 8 Opinnäytetyön tutkimuksen toteutus

Mittaus toteutettiin 29.9.2016 Jyväskylän ammattikorkeakoulun tiloissa. Tutkimusta varten varasimme tilan, johon siirsimme tarvittavat välineet ja alustat, sekä teimme tilasta turvallisen testausympäristön suojapehmusteiden ja tilan järjestelyn avulla. Tämän jälkeen vakioimme teipin avulla käytettäviin alustoihin olkavarren sisäkierron eli sormet 45 astetta sisäänpäin, sekä suorat teippaukset olkavarren neutraaliasennossa tehtävään suoritukseen eli sormet osoittavat eteenpäin. Teippausten kulmat vakioimme goniometrin avulla. Tutkimuksessa käytettävät alustat saimme Jyväskylän ammattikorkeakoululta sekä Jyväskylän kaupungin uimahallilta Aalto Alvarista.

### 8.1 Opinnäytetyössä käytettävä mittauslaitteisto

Tutkimuksessa käytössämme oli Delsys® Trigno™ Wireless EMG Lab – laitteisto. Mittauksissa käytettävät elektrodit olivat Trigno™ Standard Sensor –mallia. Ohjelmistoina datan keräämisessä oli Delsys® EMGworks Acquisition 4.1.7., sekä datan käsittelyohjelmistona Delsys® EMGworks Analysis-software. (De Luca C.J 1997.)

### 8.2 Mittausliike (push up plus)

Push up Plus-liikkeen nimityksestä ja suoritustekniikasta on kahta tulkintaa. PuP-nimitystä voidaan käyttää etunojapunnerruksen ja sen jälkeisestä lapaluiden protraktiosta muodostuvasta harjoitteesta tai ainoastaan etunojapunnerrusasennossa tehdystä lapaluiden retraktio-protraktio harjoitteesta. PuP-nimitys tässä opinnäytetyössä tehtävässä tutkimuksessa tarkoittaa jälkimmäistä tulkintaa, josta käytetään myös nimitystä Plus-harjoite. Horsakin, Kienerin, Pötzelsbergerin & Siragyn (2016) tutkimuksessa SA:n aktiivisuudessa ei ollut huomattavaa merkityksellistä eroa polvin tehdyssä koko PuP-liikkeessä, verrattuna polvin suoritettuun Plus-liikkeeseen. Edellä mainittu tutkimus tukee valintaamme tehdä PuP-liikkeestä ainoastaan Plus-liike opinnäytetyömme tutkimuksessa.

Tutkimuksessamme PuP suoritetaan punnerrusasennossa vartalon ollessa suorassa linjassa irti alustasta, käsivarret hartian leveydellä kyynärnivelen ollessa 180 asteessa,

olkapäiden ollessa 90 asteen fleksiossa. Edellä mainitusta asennosta suoritetaan lapaluiden protrakto eli lapaluiden loitonnuksen selkärankaan nähden. SA:n lihastyö saa tässä aikaiseksi ylävartalon liikkeen ylöspäin alustaan nähden. Kuviossa 18. on havainnollistettu PuP -liike lähtö- ja loppuasennossa.



Kuvio 18. Push up Plus-liikkeen lähtö- ja loppuasento

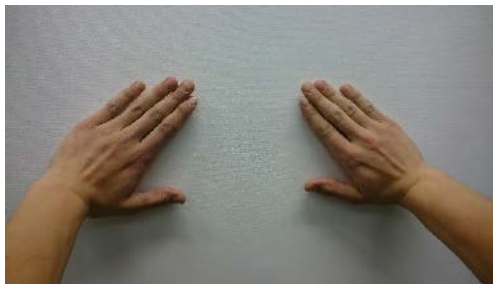
PuP liike on tutkitusti tehokas harjoite SA:lle. Decker, Hintermeister, Faber ja Hawkins ovat tehneet tutkimuksen vuonna 1997 m. serratus anteriorin lihasaktivaatiosta valikoitujen kuntoutusliikkeiden aikana. Tutkimuksessa tutkittiin 20 tervettä ihmistä, ja liikkeinä oli mm. PuP, PuP polvet alustalla, dynamic hug, olkanivelen ekstensio, ylöstyöntö, forward punch, ja serratus punch. Tutkimuksen perusteella SA:n korkein lihasaktiivisuuden keskiarvo saavutettiin PuP – liikkeessä, liikkeen työntövaiheessa. Korkein huippuarvo SA:lle oli saatu dynamic hug- liikkeen työntövaiheessa. Deckerin ja muiden tutkimuksessa selvisi myös, että suurin jaloin tehtävässä PuP-liikkeessä SA:n aktiivisuus oli korkeampi verrattuna polvet alustassa tehtävään PuP-liikkeeseen. Lundenin, Bramanin, LaPradenin & Ludewigin 2009 tutkimuksen mukaan oikein suoritettu PuP-liike aktivoi SA:ta ja samanaikaisesti YT:n aktiivisuus jää alhaiseksi. Tämä on tärkeää, sillä olkapääkivuista kärsivillä ilmenee usein päinvastaista aktivaatiota, eli SA:n aktivaatio alenee, kun taas YT:n aktiivisuus lisääntyy.

Gioftosin, Arvanitidisin, Tsimourisin, Kanellopoulosin, Parasin, Triggasin & Sakellarin, 2016, tutkimuksen mukaan PuP-liike suoritettuna sormet sisäänpäin kierrettynä 45 astetta lisäsi SA:n aktivaatiota verrattuna sormet eteenpäin tehdyssä PuP-liikkeessä.

Lapaluun hallintaa ei kontrolloitu edellä mainitussa käsien asennossa. Opinnäytetyön tutkimuksessa suoritimme PuP-liikkeen kahdessa eri käsien asennossa, olkanivelen sisäkierto sormet käännettynä 45° sisäänpäin, sekä toisena käsien asentona sormet eteenpäin suunnattuna ("neutraaliasennossa") (kts. Kuviot 20 ja 21.).



Kuvio 19. Sormet neutraaliasennossa



Kuvio 20. Sormet 45° (olkavarren sisäkierto)

### 8.3 Opinnäytetyössä käytettävät alustat PuP-liikkeessä

Valitsimme tutkimuksessa käytettävät alustat niiden saatavuuden ja käytettävyyden perusteella kuntoutujan kannalta. Puolipallo ja suspensionarut löytyvät useista hyvin varustelluista kuntosaleista sekä kuntoutuslaitoksilta. Vibraatiota aikaansaavat laitteet ovat myös yleistymässä saliharjoittelussa ja kuntoutuksessa, esimerkiksi Power Plate® on mahdollista löytää lisääntyvissä määrin kuntosalien välinevalikoimasta.

Mittauksessamme käytettävä vakain alusta eli lattia on Ludewigin ja muiden mukaan (2004) tehokkaimmin hyödynnetty alustana, kun jalat olivat suorina PuP -liikkeen aikana. Muut Ludewigin ja muiden mukaan suorittamassa tutkimuksessa suoritettut

mittausliikkeet olivat polvet distaalisesti asetettuna lattiaan PuP -liikkeessä, polvet lattiaa vasten lonkan ollessa 90° kulmassa PuP -liikettä suorittaessa, sekä seisoen seinää vasten suoritettu PuP -liike. Kuviossa 22. on kuvattuna PuP -liike lattialla suoritettuna.



Kuvio 21. Lattialla suoritettu Pup-liike.

### 8.3.1 Puolipallo, epätasainen alusta

SA:n aktiivisuudesta epävakaalla alustalla on vaihtelevia tutkimustuloksia. Parkin & Yoon (2011) tutkimuksen mukaan SA:n alaosan aktiivisuus kasvoi epätasaisella alustalla tehdyssä Push up Plus-liikkeessä verrattuna tasaiseen alustaan. Kuitenkin Lehmanin, Gilasin & Patelin (2007) tutkimuksessa kädet tasaisella alustalla ja jumppapallon (swiss ball) päällä tehtävässä Push up Plus- liikkeessä ei ollut huomattavaa eroa SA:n aktiivisuudessa. Kimin ja muiden vuoden 2013 tutkimuksen mukaan, SA:n aktiivisuus oli korkeimmillaan polvin tehtävissä PuP-punnerruksessa, kun alustana oli epävaka ja epätasainen alusta (The Imoove kuntoutusväline). Kuviossa 23. on kuvattuna PuP -liike puolipallolla suoritettuna.



Kuvio 22. Puolipallolla suoritettu PuP-liike

### 8.3.2 Powerplate, vibraatio

Viime vuosina vibraation käyttö harjoitteiden tukena on yleistynyt. Tutkimusten mukaan se voi vaikuttaa positiivisesti voimantuottoon lyhyellä sekä pidemmällä aikavälillä. Vibraatiota käytettäessä on tärkeää huomioida käytettävä amplitudi (liikkeen laajuus) sekä frekvenssi (liikkeen tiheys/taajuus). Amplitudin on oltava riittävän suuri aiheuttaakseen riittävän parannuksen harjoitteesta saatuun hyötyyn. Optimaalista frekvenssiä ei ole vielä määritetty, mutta tutkimukset osoittavat 30-50Hz taajuuden aktivoivan lihasta parhaiten. Vibraatiosta voi olla myös sitä enemmän hyötyä harjoitettavan lihaksen aktivaatioon mitä vähemmän pehmytkudosta sen on läpäistävä saavuttaakseen harjoitettavan lihaksen. (Luo, McNamara & Moran 2005)

Vibraation tiheyden lisäämisellä on havaittu olevan positiivinen vaikutus optimaalisen lihasaktiivisuuden lisäämiseksi (Marin, ym. 2010). PuP-liikettä koskevassa tutkimuksessa havaittiin samat tulokset, mutta 90Hz taajuus ei enää eronnut ilman vibraatiota tehdystä suorituksesta lihasaktiivisuudessa. Suspensionaruihin lisätty vibraatio tuotti parhaat tulokset 50Hz taajuudella (Kim, Oh & Yoo, 2014).

Tutkimuksessamme käytimme Power Platea® 30Hz taajuudella ja low amplitudilla, koska havaitsimme näiden asetusten olevan helpommat suoritustekniikan kannalta. Kuviossa 24. on kuvattuna PuP –liike Power Platella® suoritettuna.



Kuvio 23. Power Platella® suoritettu PuP-liike

### 8.3.3 Suspensionarut, epätasainen- ja epävaka-alusta

Tutkimuksessamme käytettävät suspensionarut olivat Redcord® -valmistajan suspensioharjoitteluun tarkoitetut narut. Aiemmissä tutkimuksissa suspensionaruista on käytetty termiä "sling" tai "TRX®". Suspensioharjoittelu on suunniteltu painokevennettyyn harjoitteluun ja terapiaan, sekä kuntoilijoiden ja urheilijoiden harjoittelun tehostamiseksi. (Redcord – monipuolinen menetelmä fysioterapiaan 2016. Ytimekästä kehonhallintaa 2016.)

Jeongin, Chungin & Shimin tutkimuksen, 2014 mukaan suspensionarut käsissä tehtävät punnerrusharjoitteet voidaan luokitella kineettisen suljetun ketjun harjoitteiksi. Suspensionaruharjoittelu lisää voimaa ja kehittää proprioseptiikkaa. Suspensionarulla suoritettu PuP-liike aktivoi tehokkaasti lavanseudun lihaksia, kuten SA:ta, verrattuna vakaalla alustalla tehtävään PuP- liikkeeseen.

Tutkimuksessamme suspensionarut olivat 29 cm leveydellä, 122 cm pitkät ja 45 cm lattiasta. Myöskään niiden vertikaalisuuntaista liikettä ei ollut rajoitettu, joten suspensionarut muodostivat tutkimuksessamme kolmiulotteisen liikesuunnan. Mittausolosuhteista johtuen olkanivelen kulma oli hieman pienempi kuin muilla alustoilla tehdyissä liikkeissä. Kuviossa 25. on kuvattuna PuP –liike suspensionaruilla suoritettuna.



Kuvio 24. Suspensionaruilla suoritettu PuP-liike.

#### 8.3.4 Opinnäytetyön tutkimuksen otanta

Esittelimme opinnäytetyömme aiheen luennolla, jolloin mittaukseen ilmoittautui 10 vapaaehtoista normaalikuntoista henkilöä, joista yhden henkilön kohdalla mittausta ei ajan puutteen vuoksi ehditty suorittamaan. Näin ollen tutkimusotannaksi muodostui seitsemän naista ja kaksi miestä (n=9). Koehenkilöt olivat kaikki Jyväskylän ammattikorkeakoulun opiskelijoita. Sisäänottokriteereinä tutkimuksessa oli perusterve henkilö, joka kykeni suorittamaan PuP -liikkeen. Liike harjoiteltiin osallistujien kesken ennen tutkimukseen toteuttamista. Tutkimukseen osallistumisen poissulkukriteerit



olivat kahden kuukauden sisään tapahtuneet olkapäänseudun-, kyynärvarren- ja ranteen seudun pitkittyneet kiputilat. Lisäksi sairastuminen juuri ennen tutkimusta oli esteenä osallistumiselle.

Koehenkilöille lähetettiin sähköisesti info- ja esitietolomake (Liite 1.), jossa esiteltiin tutkimusprotokolla mittauksesta ja jolla kerättiin henkilöiden tiedot opinnäytetyötä varten ylös. Esitietolomakkeen tietoja käytettiin ainoastaan tutkimuksen datan analysointia varten. Esitietolomakkeessa kysyttiin osallistujan sukupuoli, ikä, pituus, paino ja dominanttikäsi. Lisäksi kysyttiin harrastustaustaa ja liikuntamääriä viikossa (kts. Taulukko 5.). Lisäksi kysyttiin suostumus tutkimuksen osallistumiseen, sekä videokuvaamisluva Videokuvaa käytettiin ainoastaan tutkimustuloksien analysoinnissa.

Taulukko 5. Tutkimuksen mittausotanta

	Sukupuoli	Ikä	Pituus	Paino	Dominantti käsi	Liikunta / viikko
Henkilö A	Nainen	21	163	61	Oikea	2-4 krt
Henkilö B	Nainen	20	163	50	Oikea	2-4 krt
Henkilö C	Mies	20	170	63	Oikea	2-4 krt
Henkilö D	Nainen	21	169	62	Oikea	2-4 krt
Henkilö E	Nainen	21	165	64	Oikea	2-4 krt
Henkilö F	Nainen	26	170	63	Oikea	5≤
Henkilö G	Mies	22	178	88	Oikea	5≤
Henkilö H	Nainen	20	166	55	Oikea	2-4 krt
Henkilö I	Nainen	19	165	55	Oikea	2-4 krt

### 8.3.5 Opinnäytetyön tutkimuksen testiprotokolla

Ennen testitilanteen alkamista vakioimme teipin avulla käytettäviin alustoihin olkavarren sisäkierron eli sormet 45 astetta sisäänpäin, sekä suorat teippaukset olkavarren neutraaliasennossa tehtävään suoritukseen eli sormet osoittavat eteenpäin. Teippausten kulmat vakioimme goniometrin avulla. Seuraavaksi testaajat arpoivat liikkeiden suoritusjärjestyksen kaikille osallistujille manuaalisesti paperilapuilla. Myös 45° kulman, sekä sormet eteenpäin suorituksen välillä suoritettiin arvonta kummasta

testihenkilö aloittaa. Tämän jälkeen liikkeet aloitettiin aina vuorotellen 45° tai sormet eteenpäin. Taulukossa 6 on esitetty mitattavien henkilöiden liikkeiden ja käsien asennon arvotut suoritusjärjestykset.

Testiin kuului alkulämmittely, joka sisälsi viisi eri osiota. **1.** 10 yhtäaikaista käsienväriä eteen- sekä taaksepäin. **2.** 10 hiihtohyppyä. **3.** 10 haaraperushyppyä. **4.** 10 horisontaalilinjalta käsivarsien avausta, eli halausliikettä. **5.** Jokaisen testialustan läpikäyminen sormet 45° kulmassa, sekä sormet suorina, yhden kerran. Suspensiionaruissa tehtiin vain yksi lämmittelyliike. Eli yhteensä seitsemän lämmittelysuoritusta PuP-liikkeellä. Harjoitussuoritusten aikana ohjeistimme vielä tarvittaessa tekniikan kanssa.

Ensimmäisen mitattavan kohdalla kiinnitimme mittarit ennen alkulämmittelyä, mutta tällöin sensorit irtoilivat alkulämmittelyn aikana. Lopuille testihenkilöille kiinnitimme EMG -mittarit ennen alkulämmittelyn viidettä kohtaa. Ennen mittareiden kiinnittämistä desinfioimme mittareiden kiinnityskohdan ihon hygienian, sekä liimapinnan pitävyyden parantamiseksi. Asetimme EMG-sensorit ABC of EMG -oppaan mukaisesti SA:n keskiosaan, sekä trapetziuksen yläosaan (Kondrad 2006, 20 - 21).

Alkulämmittelyn ja mitattavan liikkeen välillä testihenkilö piti ensimmäisen vakioidun kahden minuutin tauon. Taukoja mittaustilanteessa pidettiin jokaisten suoritusten välissä. Tauko suoritettiin penkillä istuen 110 sekunnin ajan, jonka jälkeen testaja pyysi testihenkilön seuraavalle mittauspaikalle valmistautumaan suoritukseen. Neljä sekuntia ennen suoritusta testaja pyysi testihenkilön mittausasentoon, jonka jälkeen testihenkilö sai luvan testaajalta suorittaa neljän PuP toiston sarjan kyseisellä alustalla metronomin tahtiin (45 isku/min). Tämän jälkeen testihenkilö piti tauon, jonka jälkeen hän siirtyi suorittamaan samalla alustalla toiset neljä PuP suoritusta eri sormien asennolla. Tästä testihenkilö siirtyi tauolle, jonka jälkeen PuP-liike suoritettiin eri alustalla, aloittaen sormet samassa asennossa mihin edellisellä alustalla lopetettiin. Tällä kaavalla mittaus jatkui seitsemän eri suoritusta. Suspensio naruilla tehtiin ainoastaan yksi neljän suorituksen sarja, olkavarren kiertoa ei vakioitu (noin 45°). Mittaus aloitettiin ja lopetettiin jokaisella alustalla ala-asennosta, eli lapaluiden retraktiosta. Käytimme kaikissa alustoissa paitsi lattialla tehtävässä liikkeessä 20 cm

steppilautaa jalkojen alla. Steppilaudan avulla saimme olkanivelen suunnilleen samaan kulmaan kuin maassa tehtävässä PuP-liikkeessä (emme vakioineet olkanivelen kulmaa). Lähtökohtaisesti jalat ja kädet olivat suorituksessa samalla korkeudella.

Testaajia paikalla oli kolme, joista yksi toimi tietokoneen sekä manuaalisen kirjanpidon hoitajana. Toinen toimi metronomin, ajanottajan sekä ohjeistajan roolissa. Kolmas testaaja piti alkulämmittelyn, kiinnitti EMG-elektrodit, sekä toimi suoritusten kuvaajana. Yksi testaaminen kesti noin 30 minuuttia.

Taulukko 6. Mittauksen suoritusjärjestykset testattavilla henkilöillä

Henkilö	Liike 1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
Henkilö D	Narut	Power-plate 45°	Power-plate	Puolipallo	Puolipallo 45°	Lattia 45°	Lattia
Henkilö C	Lattia 45°	Lattia	Narut	Power-plate	Power-plate 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo
Henkilö B	Power-plate	Power-plate 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo	Narut	Lattia	Lattia 45°
Henkilö A	Power-plate 45°	Power-plate	Lattia	Lattia 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo	Narut
Henkilö E	Lattia 45°	Lattia	Power-plate	Power-plate 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo	Narut
Henkilö F	Lattia	Lattia 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo	Power-plate	Power-plate 45°	Narut
Henkilö G	Narut	Power-plate 45°	Power-plate	Lattia	Lattia 45°	Puolipallo 45°	Puolipallo
Henkilö H	Puolipallo 45°	Puolipallo	Power-plate	Power-plate 45°	Narut	Lattia 45°	Lattia
Henkilö I	Puolipallo	Puolipallo 45°	Narut	Lattia 45°	Lattia	Power-plate	Power-plate 45°

## 9 Tulokset

Mittauksista saatu data analysoitiin Delsysin EMG-Analysis software -ohjelmistolla. Ohjelmistoon siirretystä EMG-datasta valittiin tarkasteltaviksi SA:n oikean ja vasemman puolen data, joka muutettiin analysoitavaan muotoon mean absolute value -

suodattimella (MAV). Mean absolute value laskee EMG-signaalista valitun alueen keskiarvon (Mean Absolute Value n.d.). Saadusta EMG-käyrästä rajattiin testattavan suorituksen neljän toiston välinen alue (ensimmäisen toiston alkamisesta neljännen toiston päätymiseen). MAV – suodatus toistettiin uudestaan neljän toiston rajatulle alueelle, tulosten tulkitsemisen helpottamiseksi ja tulosten tarkkuuden lisäämiseksi. Suodatetusta neljästä toistosta valittiin SA:n data, joka siirrettiin Excel-ohjelmistoon, jossa valitun alueen data muotoutui numeeriseen, luettavampaan muotoon. Saadusta numeerisesta datasta poissuljettiin mittauksen häiriöpiikit, jotka erottuivat selkeästi muista arvoista poikkeavan korkeana arvona tai piikin ilmenemisenä liikesuorituksen ulkopuolella. Jäljelle jääneistä hyväksyttävistä arvoista laskettiin kymmenen huippuarvon keskiarvo, jota käytettiin tulosten vertailemiseen ja jatkoanalysointiin taulukkokohtaisesti. Kuviossa 26. esitelty mittauksien prosessoinnin vaiheet.

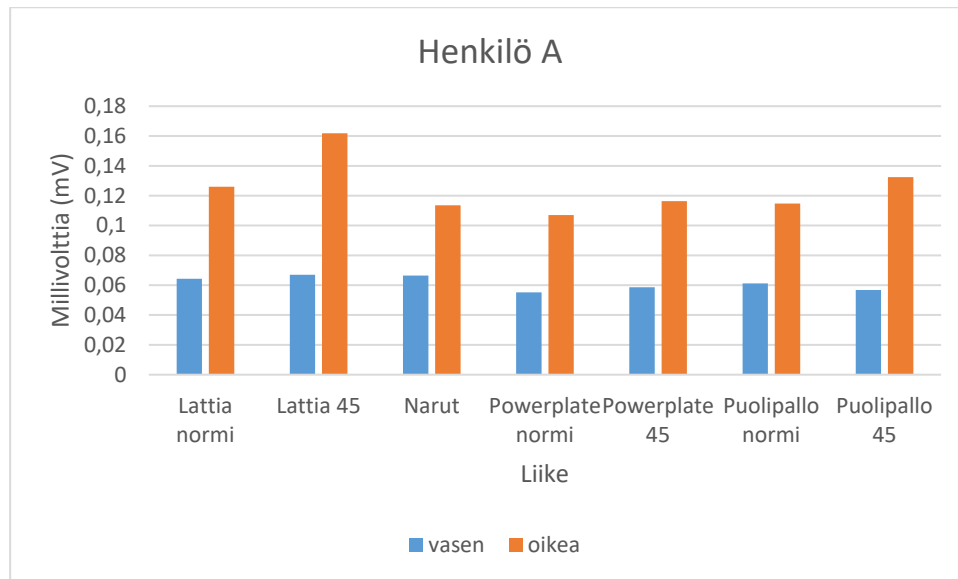


Kuvio 25. Mittauksien prosessoinnin vaiheet

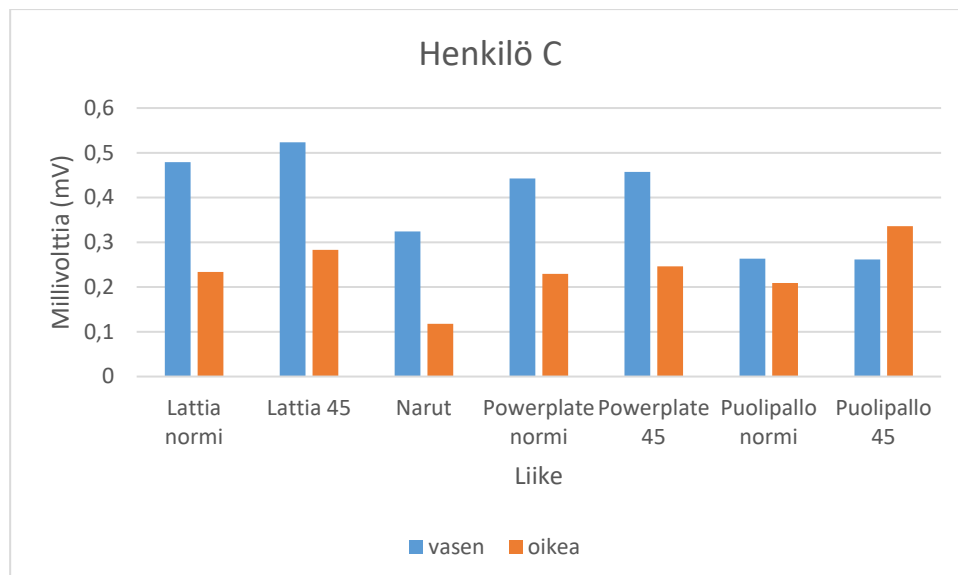
Taulukoissa 7. ja 8. on esimerkit liitteen 3 taulukoista, joissa on esitetty testattava henkilö kerrallaan SA:n EMG-aktiivisuudet millivolteina (mV). Taulukossa tulokset on eritelty oikea ja vasen SA erikseen, luotettavuuden lisäämisen johdosta. Tutkittavien EMG-tuloksien millivoltti- (mV) arvot vaihtelivat suuresti mitattavien välillä. Tulosten vertailukelpoisuuden lisäämiseksi, mitattavien tekemistä liikkeistä laskettiin prosen-

tuaalinen jakauma kunkin liikkeen aktiivisuudesta verrattuna muihin liikkeisiin. Prosenttijakaumat on esitetty taulukoissa 9. ja 10. Taulukoissa on eritelty 45° sisäkierrossa suoritettut liikkeet, sekä neutraalissa asennossa suoritettut liikkeet. Taulukoissa neutraaliasennossa (sormet eteenpäin) tehty PuP-liike on esitelty termillä "normi".

Taulukko 7. Henkilön A SA:n EMG-aktiivisuus eri liikkeissä



Taulukko 8. Henkilön C SA:n EMG-aktiivisuus eri liikkeissä



Mitattavien henkilöiden liikekohtaista kymmenen huippuarvon keskiarvoa (millivoltteja, mV) verrattiin henkilön kaikkien liikkeiden yhteenlaskettuun huippuarvojen

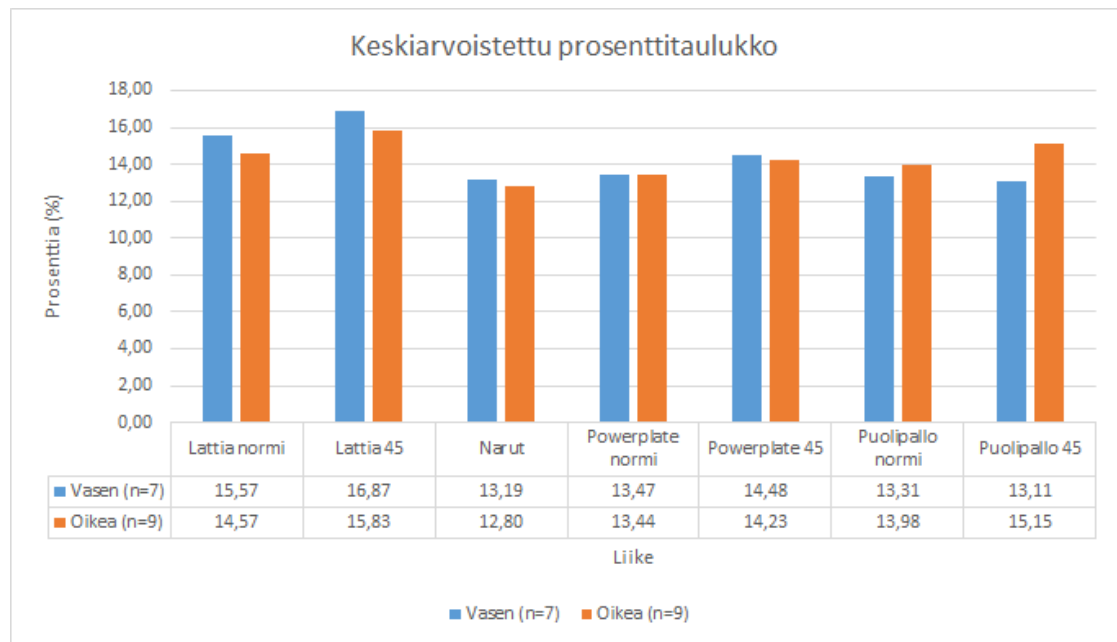
summaan (mV), jolloin tulokseksi tuli prosentuaalinen jakauma liikkeiden välillä aina yhdelle mitattavalle henkilölle. Kaikkien testattavien henkilöiden prosentuaalisia jakaumia verrattiin liikekohtaisesti, joista joka liikkeelle laskettiin yhteinen prosentuaalinen keskiarvo (Liitteessä 2 kuva taulukoista, joista prosentuaaliset arvot laskettu). Prosentuaaliset keskiarvot suhteutettiin keskenään, ja seitsemän liikettä muodostivat yhteensä 100 %. Taulukossa 9 on esitetty PuP-liikkeiden keskiarvoinen aktiivisuuden prosentuaalinen jakauma eri liikkeiden välillä, oikea ja vasen puoli erikseen. Taulukolla voidaan verrata oikean ja vasemman käden välistä eroa liikekohtaisesti. Lisäksi taulukossa voidaan vertailla liikkeiden välisiä aktiivisuuden eroja.

Vasemman SA:n aktiivisuus lattialla neutraaliasennossa tehtävässä PuP -liikkeessä oli 15,57 %, joka oli korkein neutraaliasennossa tehtävissä liikkeissä. Seuraavaksi korkein aktiivisuus oli Power Plate, jonka aktiivisuus (13,47 %) jäi 2,1 % lattiasta, ja kolmanneksi korkein alusta, puolipallo 13,31 %, joka jäi 2,26 % lattialla tehtävän liikkeen aktiivisuudesta. Vasemmalla naruilla tehtävän liikkeen aktiivisuus (13,19 %) jäi 2,38 % lattialla neutraaliasennossa tehtävästä liikkeestä.

Oikean SA:n aktiivisuus lattialla neutraaliasennossa tehtävässä PuP -liikkeessä oli 14,57 %, joka oli myös korkein neutraaliasennossa tehtävissä liikkeissä. Seuraavaksi korkein aktiivisuus oli puolipallolla tehdyssä liikkeessä, jonka aktiivisuus (13,98 %) jäi 0,59 % lattiasta. Kolmanneksi korkein aktiivisuus oli Power Plate 13,44 %, joka jäi lattialla tehtävän liikkeen aktiivisuudesta 1,13 %. Naruilla tehtävä liike jäi aktiivisuudeltaan vähäisimmäksi myös oikealla (12,80 %), oli 2,38 % vähemmän kuin lattialla neutraaliasennossa tehtävässä liikkeessä.

Taulukossa on havaittavissa, että vasemman ja oikean puolen korkein aktiivisuus on tullut lattialla 45° suoritettussa PuP-liikkeessä (vasen 16,87 %, oikea 15,83 %). Seuraavaksi korkein aktiivisuus vasemmalla on ollut lattialla neutraaliasennossa suoritettussa liikkeessä (15,57 %), ja oikealla toiseksi korkein on ollut puolipallolla 45° suoritettussa liikkeessä (15,15 %). Taulukosta voidaan myös huomata, että taulukkoa vasemmalta luettaessa viidessä ensimmäisessä liikkeessä (lattia normi – Power Plate 45°) vasemman puolella aktiivisuus on oikeaa korkeampi.

Taulukko 9. PuP-liikkeiden aktiivisuuden keskiarvoinen prosentuaalinen



**Esimerkki 1:** Vasemman SA:n aktiivisuus puolipallo 45° tehtävässä liikkeessä aktiivisuus oli mitattavien välillä keksimäärin 13,1 % kaikkien liikkeiden suhteutetusta prosenttijakaumasta. **Esimerkki 2:** Naruilla suoritettussa PuP-liikkeessä vasemman puolen keskimääräinen aktiivisuus oli korkeampi (13,2 %) kuin oikealla puolen keskimääräinen aktiivisuus (12,8 %).

Keskiahjonnalla ilmaistaan, kuinka paljon havainnot poikkeavat keskimäärin keskiarvosta. Mitä suurempi keskiahjonta, sitä suurempi vaihtelevuus havainnoissa ilmenee. (Tilastojen ABC, n.d.) Taulukossa 10 on kuvattu koko otoksen liikekohtaisesta prosentuaalisesta keskiarvosta (Liitteessä 2 prosentuaaliset arvot taulukko) laskettu keskiahjonta. Vasemmassa SA:ssa pienin keskiahjonta (1,46) oli Power Platella® neutraaliasennossa tehdyssä PuP-liikkeessä. Naruilla tehty PuP-liike poissuljettuna muiden liikkeiden keskiahjonta vasemmalla vaihteli 1,92 - 2,43 välillä. Vasemmassa ja oikeassa SA:ssa selvästi suurin keskiahjonta oli naruilla tehtävässä liikkeessä, vasen 5,67 ja oikea 6,02. Oikeassa SA:ssa pienin keskiahjonta (1,21) oli lattialla neutraaliasennossa tehdyssä PuP-liikkeessä. Naruilla tehty PuP-liike poissuljettuna, muiden liikkeiden keskiahjonta oikealla vaihteli 1,27 - 3,74 välillä.

Taulukko 10. Keskihajonta

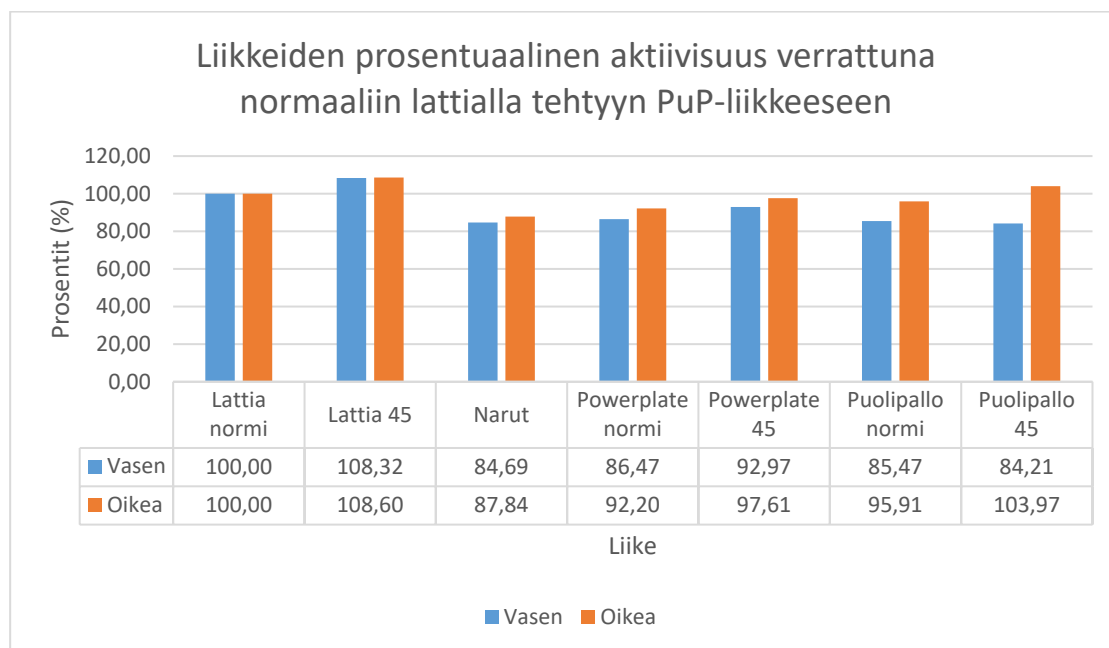
	Lattia	Lattia 45°	Narut	Power- plate	Power- plate 45°	Puoli- pallo	Puolipallo 45°
<b>Vasen</b>	2.19	2.05	5.67	1.46	2.24	1.92	2.43
<b>Oikea</b>	1.21	2.31	6.02	1.27	1.64	2.21	3.74

**Esimerkki 1:** Naruilla tehdyssä PuP-liikkeessä keskihajonta on suhteellisen suuri verrattuna muihin liikkeisiin. Tämä kuvaa suurta vaihtelua lihasaktivaatiossa mitattavien henkilöiden välillä. **Esimerkki 2:** Power Platella® suoritettussa PuP -liikkeessä keskihajonta vasemmalla on tutkimuksessa pienin, mikä viittaa mitattavien henkilöiden saman tasoiseen prosentuaaliseen lihasaktivaatioon liikkeessä.

Taulukossa 11 (alla oleva) on verrattu jokaisen liikkeen aktiivisuutta suhteessa lattialla neutraaliasennossa tehtävään PuP-liikkeeseen. Mitattavien henkilöiden yhden liikkeen kymmenen huipun keskiarvot (millivolteja, mV) suhteutettiin henkilön kaikkien liikkeiden keskiarvojen yhteenlaskettuun summaan (mV). Tuloksesta muodostettiin prosentuaalinen aktiivisuus kaikista liikkeistä yhteensä henkilö kerrallaan, jonka jälkeen laskettiin kaikkien henkilöiden väliltä liikekohtainen prosentuaalinen keskiarvo (kuten taulukossa 9), oikea ja vasen puoli erikseen. Tämän jälkeen liikkeiden keskiarvoisia prosentteja verrattiin neutraaliasennossa lattialla tehtävään PuP-liikkeeseen (vertailussa sormet eteenpäin suunnattuna lattialla tehty PuP-liike on 100 %). Taulukossa 11 voidaan vertailla oikea tai vasen puoli kerrallaan liikkeessä saatua henkilöiden keskiarvoista aktiivisuutta lattialla tehtyyn PuP-liikkeeseen. Esimerkiksi vasemman käden Power Platella® saatua aktiivisuutta voidaan verrata ainoastaan vasemman puolen muihin liikkeisiin. Taulukossa on nähtävissä selkeästi, että lattialla 45° PuP-liikkeessä on saatu korkein aktiivisuus, sekä oikealla, että vasemmalla puolella.

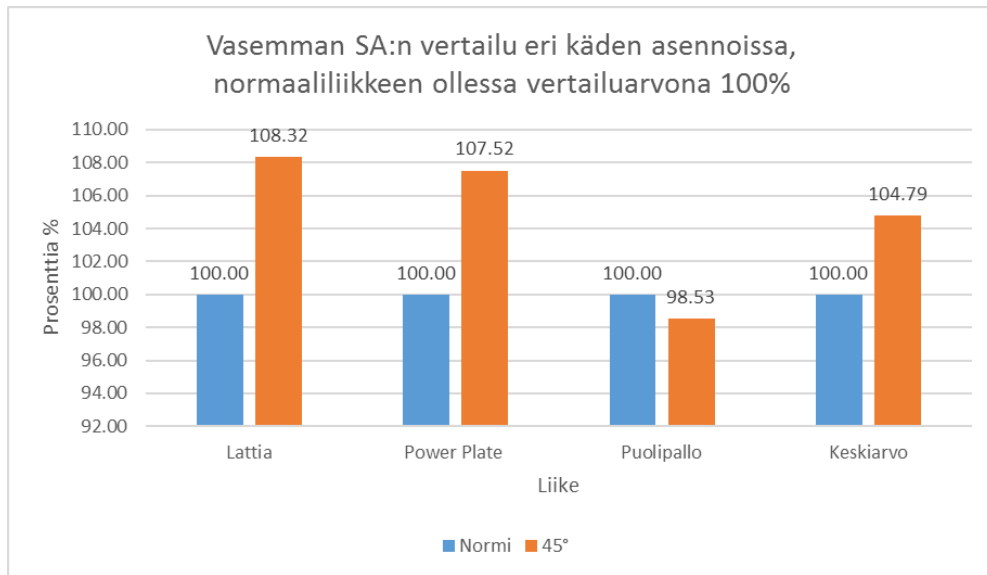


Taulukko 11. PuP-liikkeiden prosentuaalinen aktiivisuus verrattuna normaaliin lattialla suoritettuun PuP-liikkeeseen



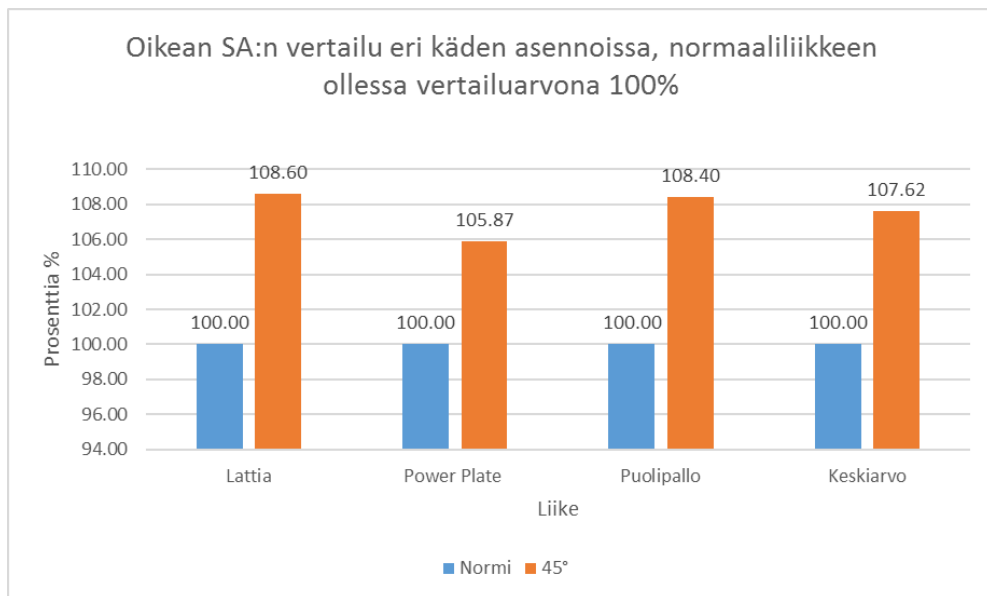
Taulukoissa 12 ja 13 on kuvattu 45° olkavarren sisäkierron ja neutraaliasennossa (taulukossa normi) tehdyn PuP-liikkeen prosentuaalinen eroavaisuus käden asennon vaikutuksesta liikkeeseen. Taulukot ovat eroteltu vasemman ja oikean käden välillä eri taulukoihin. Taulukoissa on käytetty keskiarvoisen prosentuaalisen jakauman (taulukossa 9) arvoja. Vertailu 45° ja neutraalin asennon välillä on tehty laskemalla 45° sisäkierrossa tehtävän liikkeen arvon suhde neutraaliasennossa tehtävään liikkeeseen, neutraaliasennon vertailuarvon ollessa 100 %. Eli liikkeitä on verrattu laskemalla, kuinka monta prosenttia 45° PuP-liike on neutraaliasennossa tehtävässä verrokiliikkeessä. Tämä vertailu on muodostettu liikekohtaisesti ja taulukoiden viimeisessä pylväsparissa on ilmaistu keskiarvoinen eroavaisuus 45° ja neutraalin liikkeen välillä. Vasemmalla eniten aktiivisuutta 45° asennossa tuli lattialla tehtävässä PuP-liikkeessä, 8,32 % (108,32 - 100 = 8,32 %). Oikealla myös lattia 45° lisäsi eniten aktiivisuutta suhteessa neutraaliasennossa tehtävään liikkeeseen (8,6 %), ja lähes yhtä paljon aktiivisuus lisääntyi puolipallolla tehtävässä liikkeessä (8,4 %).

Taulukko 12. 45° sisäkierron vaikutus vasemman SA:n aktiivisuuteen



Vasemman SA:n aktiivisuuden vertailussa 45° sisäkierto lisäsi aktiivisuutta keskimäärin 4,79 %. Puolipallo oli ainoa alusta, jossa aktiivisuus väheni 45° sisäkierrossa.

Taulukko 13. 45° sisäkierron vaikutus oikean SA:n aktiivisuuteen



Oikean SA:n aktiivisuuden vertailussa 45° sisäkierto lisäsi aktiivisuutta keskimäärin 7,62 %. Kaikissa alustoissa aktiivisuus nousi 45° sisäkierrossa.

## 10 Johtopäätökset

Ensimmäisen tutkimuskysymyksemme tarkoituksena oli selvittää eri alustojen vaikutusta (Power Plate®, lattia, puolipallo sekä suspensionarut) suoriin jaloin suoritetussa Push up Plus-liikkeessä serratus anteriorin lihasaktiivisuuden vaikutukseen. Tutkimuksemme otanta sisälsi yhdeksän testihenkilöä (n=9), joista mittauksen kannalta luotettavia tuloksia saimme oikean SA:n osalta yhdeksältä henkilöltä (n=9) ja vasemman SA:n osalta seitsemältä henkilöltä (n=7). Tulokset osoittavat korkeimman keskiarvoisen lihasaktiivisuuden prosentteiksi suhteutettuna vakaalla-alustalla eli lattialla, sekä vasemmassa että oikeassa SA:ssa. Toiseksi korkein keskimääräinen aktiivisuus havaittiin vasemmassa SA:ssa Power Platella® tehtävissä suorituksissa ja oikeassa SA:ssa puolipallolla.

Opinnäytetyön toinen tutkimuskysymys oli pyrkiä selvittämään, onko olkavarren 45° sisäkierrolla havaittavaa vaikutusta SA:n aktiivisuutta lisäävänä tekijänä PuP-liikettä suorittaessa. Tutkimustulosten perusteella olkavarren 45° sisäkierto lisää SA:n aktiivisuutta PuP-liikkeessä. Tuloksissa havaittiin vasemman SA:n aktiivisuuden lisääntymistä kahdella alustalla kolmesta ja oikeassa SA:ssa aktiivisuus lisääntyi kolmella alustalla kolmesta. Vasemmalla puolella 45° sisäkierron negatiivinen vaikutus havaittiin puolipallolla tehtävässä PuP -liikkeessä, eron ollessa ainoastaan 1,47 % verrattuna neutraaliin asentoon. Suspensionaruja ei otettu huomioon 45° olkavarren sisäkiertoon, sen vakioimisen vaikeudesta johtuen. Keskimääräisesti 45° sisäkierto lisäsi aktiivisuutta vasemmassa SA:ssa 4,8 % ja oikealla 7,6 % verrattuna neutraaliasennossa tehtävään liikkeeseen.

## 11 Pohdinta

Opinnäytetyössä tutkimme eroja m. serratus anteriorin aktiivisuudessa neljällä eri alustalla tehdyssä Push up Plus -liikkeessä käyttämällä EMG:tä. Lisäksi vertailimme aktiivisuuden eroja kahdella eri käsien asennolla tehdyssä PuP -liikkeessä. Tutkimuksemme otanta oli yhdeksän henkilöä (n=9), joista kaksi oli miehiä ja seitsemän naisia. Pohdinnassa esittelemme laaja-alaisesti omia ajatuksiamme opinnäytetyön prosessista, tuloksista sekä SA:n harjoittamisesta.

## 11.1 Pohdintaa tutkimusmenetelmästä ja luotettavuudesta

Testiprotokollan muodostimme muista saman tyyppisistä tutkimuksista mallia ottaen. Koimme alkulämmittelyjen muissa tutkimuksissa olleen vajavaisia ajatellen itse testisuoritusta, joten kehitimme itse PuP -liikkeelle sopivan ja helposti toistettavan alkulämmittelyn. Alkulämmittelyn ongelma oli EMG-mittareiden irtoilu, joten päädyimme hieman muokkaamaan suunnitelmaamme ja kiinnittämään mittarit vasta alkulämmittelyn loppuvaiheilla. Alkulämmittelyn vakioinnissa onnistuimme mielestämme hyvin. Testihenkilöt suorittivat ajallisesti ja laadullisesti samanlaisen alkulämmittelyn. Suoritustempoksi määräytyi metronomin määräämä 45 lyöntiä minuutissa. Teoriapohjaa suoritustahtiin emme löytäneet, vaan testasimme itse missä tahdissa liike oli luontevinta suorittaa. Kahden minuutin palautuksen liikkeiden välillä valitsimme yleisesti ottaen lihaksen palautumisprosessin kautta. Myös testitilanteen pituuden säilyttämiseksi kohtuullisena testattaville, päädyimme kahden minuutin pituiseen taukoon.

Vastaavissa tutkimuksissa suoritusjärjestys oli suoritettu koneellisesti arpoen, mutta tutkimuksessamme teimme arvonnin manuaalisesti paperilapuilla. Alustojen ja käden asennon järjestyksen satunnaistaminen toi lisää luotettavuutta, koska lihaksen väsymisen vaikuttaminen tuloksiin minimoitiin. Suoritusjärjestyksen manuaalinen arvonta oli helppo tehdä, eikä vienyt testipäivästä paljoa aikaa. Testipäivän alussa ja oimme myös roolit tutkijoiden kesken, tämä loi testihenkilöille samanlaiset olosuhteet suorittaa testiä. Testiprotokollaan kuului 20cm steppilautaa jalkojen alla kaikissa muissa alustoissa kuin lattialla. Saadaksemme tarkemman fleksio-ektensio suuntaisen olkanivelen kulman kaikille alustoille, olisimme voineet esimerkiksi alkulämmittelyn lopussa testata jalkojen alle laitettavan korokkeen korkeuden ja mitata kaikille alustoille 90° olkanivelen kulman goniometrillä. Tarkalla 90° kulmalla tutkimustulokset olisivat olleet tarkemmin verrannollisia keskenään. Emme tässä tutkimuksessa suorittaneet tarkempaa mittaamista välineiden ja ajan puutteen vuoksi.

Tutkimuksemme otanta (n=9) oli varsin pieni, josta jouduimme lisäksi poistamaan osan datasta EMG-signaalin tulkinnan haastavuuden vuoksi. Tämä pienensi entisestään analysoitavan datan määrää. Pienessä otannassa virheellinen suoritustekniikka

näkyi dataa analysoidessa EMG-arvojen suurena vaihteluna henkilöiden välillä. Tämän vuoksi jouduimme tuloksia vertailtaessa muuttamaan saadut tulokset millivoltteista prosenteiksi vertailukelpoisuuden lisäämiseksi.

Elektrodien asettelu vaikuttaa EMG-signaalin taajuuteen ja amplitudiin. Tutkimuksessa pintaelektrodia käytettäessä SA:n EMG-aktiivisuuden selvittämiseksi, saattaa m. latissimus dorsista (LD) tulla ristivaikutusta SA:n EMG-signaaliin (Si-hyunin, Oh-yu-nin, Su-jungin, Kyue-namin, Sung-daein & Jong-hyuckin 2013, mukaan Winter, Fugle-vand & Archer 1994). Tutkimuksessamme yhdellä mitattavalla henkilöllä ilmeni ristivaikutusta LD:stä toisessa SA:n signaalissa kaikkien liikkeiden aikana. Syynä tähän oli virheellisesti aseteltu elektrodi, liian lähelle LD:n lihasrunkoa. Lisäksi EMG-elektrodien asettelu symmetrisesti oli hankalaa kehon mittasuhteiden ja puolierojen johdosta. Tämän vuoksi analysoimme dataa oikea ja vasen puoli erikseen.

Lihaksen EMG-aktiivisuuden yhteys lihaksen tuottaman voiman määrään on tarkempi, kun mitattava lihastyö on isometristä, jolloin lihaksen pituus supistuessa ei muutu. Elektrodin sijainti aktiivisiin lihassoluihin nähden vaihtuu, jos mitattavan lihaksen pituus muuttuu lihastyön aikana, ja tämä aiheuttaa virheellisiä muutoksia EMG-signaaliin. (Enoka 1994, 168.) Tutkimuksessamme PuP -liike suoritettiin dynaamisesti, eli suorituksessa oli konsentrista ja eksentristä lihastyötä, jolloin lihassupistuksen aikana lihaksen pituus vaihtelee. Aiempiin tutkimustuloksiin vertaillessa lihastyötapa on otettava huomioon.

Olkavarren sisäkierron vaikutuksesta SA:n aktiivisuuteen PuP-liikkeessä on löydetty ristiriitaisia tutkimustuloksia. Myös olkanivelen ulkorotaation on löydetty parantavan SA:n aktiivisuutta PuP-liikkeessä. Omat tutkimustuloksemme tukevat ajatusta sisäkierron vaikutuksesta SA:n aktiivisuuteen. Olkavarren sisäkierto lisää SA:n aktiivisuutta PuP-liikkeessä, koska lapaluu kiertyy hieman lateraali rotatioon ja aiheuttaa tällä tavalla saman tyyppisen muutoksen lapaluun asentoon kuin käsien vienti ylöspäin. (Gioftsos, ym 2016. Cho, Baek, Cheon, Cho, Choi & Jung 2014).

Tutkimusten perusteella olkanivelen sisä- ja ulkorotaatio aiheuttavat muutoksia SA:n aktivaatioon. Chon ja muiden 2014 tutkimuksessa johtopäätöksenä on olkanivelen rotaatiokulman vaihtelu harjoittelun aikana. Heidän mukaan tällä tavoin saadaan ai-

kaan kattavin SA:n aktivaatio. Harjoittelua suorittaessa on hyvä ottaa huomioon olkavarren sisärotaation mahdollisesti aiheuttama ylimääräinen stressi supraspinatuksen jänteelle. Ulkorotaatiossa suoritettu PuP-liike saattaa olla impingment oireesta kärsiville parempi vaihtoehto suoritustekniikassa, mutta sen selvittämiksi vaaditaan vielä lisätutkimuksia.

Uskomme muutaman seikan johtaneen siihen, että hypoteesimme eivät kohdanneet tutkimustuloksia. Power Platella® tehdyssä PuP-liikkeessä valittu hertsi- ja amplitudimäärä olivat alimmat mahdolliset, ja niitä lisäämällä uskoisimme tulosten olleen erilaiset (Luo, ym 2005). Power Platella® suoritettu PuP-liike oli myös teknisesti haastavampi suorittaa kuin maassa tehtävä. Suspensionaruilla tehdyssä PuP-liikkeessä keskiahajonta oli suhteellisen suuri muihin liikkeisiin verrattuna molemmilla puolilla.

Tämä viittaa siihen, että mitattavien henkilöiden välillä oli suurta vaihtelua SA:n aktiivisuudessa kyseisessä liikkeessä. Suuri keskiahajonta johtuu mahdollisesti naruilla tehtävän liikkeen kehonhallinnan haastavuuden lisääntymisestä. Esimerkiksi henkilö X, jolla on hyvä kehonhallinta, pystyy aktivoimaan SA:a tehokkaammin, kuin henkilö Y, joka joutuu kompensoimaan liikesuoritusta lisäämällä muiden lihasten lihasaktivaatiota, SA:n aktiivisuuden jäädessä matalammaksi. Vähemmän kehonhallintaa vaativilla alustoilla suoritettussa PuP-liikkeessä henkilöiden henkilökohtainen kompensatio muissa lihaksissa eri alustoilla on todennäköisesti vähäisempää, jolloin SA:n suhteellinen aktiivisuuden määrä tasoittuu alustojen välillä.

Power Platella® sekä suspensionaruilla tehdyssä PuP-liikkeessä parhaat tulokset saivat aikaan yläruumista aktiivisesti urheilulajeissaan käyttävät testihenkilöt. Tuloksia henkilökohtaisella tasolla videoiden avulla vertailtaessa selvisi, että suoritustekniikalla oli suuri merkitys saavutettuihin tuloksiin (mV). Jos otantamme olisi koostunut ainoastaan urheilijoista, olisivat tulokset saattaneet olla hyvinkin erilaiset. Koska etsimme parasta alustaa juuri kuntoutujille, ei olisi ollut järkevää poimia otantaa urheilijoista. Myös isometrisesti suoritettu PuP-liike olisi saattanut aiheuttaa hypoteesin mukaiset tulokset.

Käytettyjen alustojen vertailukelpoisuuden mahdollistaminen muihin tutkimuksiin on hankalaa. Suspensionarut oli kiinnitetty eri tavalla kuin vastaavissa tutkimuksissa tilan puutteiden vuoksi. Myös puolipallon vertailukelpoisuuteen muihin tutkimuksiin vaikutti pallon sisällä oleva ilmanpaineen määrä, jota tutkimuksessamme ei vakioitu.

Lattia ja Power Plate® olivat ainoat alustat joiden tulokset ovat vertailukelpoisia muihin tutkimuksiin. Käytetyn laitteiston uskomme olevan verrannollinen muihin EMG-laitteisiin, joten tuloksia voidaan laitteiston puolesta vertailla muihin tutkimuksiin. Vertailtaessa tuloksia muihin tutkimuksiin tulee ottaa huomioon, että saadut tulokset on laskettu kymmenen korkeimman EMG-arvon perusteella. Muiden saman alueen tutkijoiden on oletettavasti hankala vertailla omia tuloksiaan tässä opinnäytetyössä saatuihin tuloksiin myös sen vuoksi, että tämä tutkimus on suoritettu- ja tulokset esitelty suomen kielellä.

## 11.2 Pohdintaa SA:n harjoittamisesta

Terapeutin tutkiessa olkapääkipuja ja löydöksenä on lapaluun sirotus tai lapaluun liikehäiriö voi yhtenä syynä tähän olla heikkous SA:ssa (Magee 2014, 275, 281, 282.). Tällöin terapeutin ohjaamat SA:a vahvistavat liikkeet kuntoutuksen alussa on hyvä aloittaa polvin suoritetusta PuP-liikkeestä. Olkanivelen ollessa alle 90° fleksiassa vältytään olkanivelen ligamenttien ja kiertäjäkalvosimen turhalta kuormittamiselta. Olkapään alueen kipujen hellittäessä voidaan siirtyä suoriin vartaloin tehtävään PuP-liikkeeseen joka tekee liikkeestä huomattavasti vaikuttavamman SA:lle. (Ludewig, ym. 2004.)

SA:n harjoittamiseen saadaan lisää haastetta, kun PuP-liikkeessä käytetään olkanivelen 120-150° fleksiota (Ekström, Donatelli & Söderberg 2003), se voidaan aiheuttaa nostamalla jalat ylös, esimerkiksi puolapuulle tai siirtää käsiä suorina hieman eteenpäin lattialla. Lisää vastusta PuP-liikkeeseen saadaan myös asettamalla kuminauha selän takaa käsien alle. Myös smith-laitteessa tangon voi asettaa lapaluiden alle jolloin PuP-liikkeeseen saadaan entisestään haastetta ja lisättyä vastustusta. Opinnäytetyömme perusteella olkavarren 45° sisäkierron pitäisi lisätä entisestään SA:n aktivoitumista yllämainituissa lattialla suoritettavissa PuP-variaatioissa.

SA:a voidaan harjoittaa myös muilla tavoilla kuin PuP-liikkeellä. Koska SA:a toimii niin sanottuna nyrkkeilijän lihaksena ja aktivoituu työntöliikkeissä eteenpäin (Gilroy, MacPhearson & Ross 2012, 144. Tortora 2011, 400). Näin ollen sitä voidaan harjoittaa esimerkiksi käsien työntö ja lyönti liikkeillä eteenpäin ja ylöspäin (esimerkiksi tal-

jassa). Myös esimerkiksi käsillä seisominen, punnerruksien erilaiset variaatiot ja lan-  
kutukset aktivoivat SA:a hyvin, koska SA on myös vahva lavan stabilaattori. Myös  
taakkojen kantelussa SA aktivoituu pitääkseen lapaluun kiinni rintakehää vasten. (Ha-  
komäki & Pentinlehto 2010).

Vaikka SA:lla on merkittävä rooli lapaluun stabiloinnissa rintakehää vasten ja liikutta-  
misessa kylkiluiden suuntaisesti, on kuntoutuksessa ja harjoittelussa tärkeää huomi-  
oida kokonaisuus yhden lihaksen vahvistamisen sijaan.

Tutkimuksessa ei otettu huomioon trapeziuksen yläosan (YT) EMG-aktiivisuutta,  
vaikka se tutkimuksessa mitattiin. Aikaisempien tutkimusten perusteella PuP-liik-  
keellä on havaittu olevan alhainen lihasaktivaatio YT:ssa. Tutkimukset kertovat myös  
suspensionarujen lisäävän trapeziuksen aktiivisuutta huomattavasti enemmän kuin  
maassa tehtävä PuP (Rowe 2016). Halusimme myös rajata opinnäytetyömme aiheen  
riittävän tarkasti ja pitää opinnäytetyömme laajuuden kohtuullisena.

Lehmanin, Gilasin & Patelin (2007) tutkimuksessa selvisi, että SA:n ja YT:n aktiivisuus  
lisääntyivät, kun jalkojen alustaa kohotettiin käsien yläpuolelle PuP-liikkeessä. Muiden  
edellisessä kappaleessa mainittujen SA harjoitteiden vaikutusta YT:n aktivoitumiseen  
emme osaa sanoa, joten yliaktiivisen YT:n omistavan on tämän opinnäytetyön perus-  
teella suotavaa pysyä varsinkin harjoittelun alkuvaiheella PuP-liikkeessä.

### 11.3 Opinnäytetyöprosessi

Opinnäytetyötä kirjoittaessa huomasimme, että aiheesta oli löydettävissä paljon tie-  
toa. Varsinkin aikaisemmin tehtyjä tutkimuksia koskien SA:n harjoittamista PuP-liik-  
keellä löytyi paljon. Opinnäytetyön suoritusmenetelmä olisi voinut olla myös kirjalli-  
suuskatsaus. Tutkimustuloksia ei kuitenkaan löytynyt suomen kielellä, eikä aktiivisuu-  
den vertailua ollut tehty vastaavilla alustoilla, eikä niihin ollut yhdistetty eri käden  
asentoja. Tämän vuoksi päädyimme alkuperäisen kokeelliseen tutkimuksen idean to-  
teuttamiseen ja halusimme oppia myös käyttämään EMG-laitteistoa ja analysoimaan  
EMG-dataa. Opinnäytetyöllämme ei ollut toimeksiantajaa, joten sen sisällössä ja ul-  
koasussa pyrittiin huomioimaan opinnäytetyön ohjaajamme antamaa palautetta.



Tutkimusliikkeet ohjeistettiin suorittamaan käsien ollessa hartianleveydellä. Hartian-  
leveyden sekä olkanivelen fleksion vakiointia emme suorittaneet silmämääräistä tar-  
kastusta tarkemmin, sillä pyrimme vakioimaan taukojen pituuden mahdollisimman  
tarkasti. Tutkimuksen luotettavuutta olisi lisännyt käsien tarkasti vakioitu 45° sisä-  
kierto olkavarressa. Emme vakioineet tuliko kaikki kierto olkanivelestä vai ilmenikö  
ranteessa radiaalideviaatiota. HavaitSIMME myös, että testattavan henkilön mitta-  
suhteet vaikuttavat suoritustekniikkaan ja olkanivelen kulmaan fleksiosuunnassa. Tu-  
lostien luotettavuutta ja vertailukelpoisuutta eri alustojen, sekä muiden tutkimusten  
välillä voisi lisätä vakioimalla olkanivelen kulmat goniometrillä. Tutkimustuloksien  
luotettavuutta alensi myös datan suhteellisen alhainen määrä.

Tutkimustulosten luotettavuutta lisäsi saadun EMG-datan huolellinen käsittely ja  
analysointi. Datan-purkamisessa ja muuttamisessa oli aina paikalla kaikki kolme tutki-  
jaa huolimattomuusvirheiden poissulkemiseksi. Luvut myös käsiteltiin oikea ja vasen  
käsi erikseen, mikä lisäsi tulosten tarkkuutta ja luotettavuutta. Lukujen muuttaminen  
prosentuaalisiksi mahdollisti myös tarkan vertailun koehenkilöiden kesken. Myös oh-  
jaajan kokemusta EMG-laitteiden käytöstä ja datan purkamisessa hyödynnettiin opin-  
näytetyön prosessin aikana.

Tutkimusprosessin luotettavuuteen vaikutti opinnäytetyön tekijöiden kokematto-  
muus tutkimuksen teossa, sekä kokemattomuus laitteiden käytössä ja EMG-  
antureiden asettelussa. Luotettavuudesta kertoo osittain ristiriitaisen datan saami-  
nen edellisten saman tyyppisten tutkimuksien kanssa. Aikaisempien tutkimustulosten  
perusteella luodut hypoteesit eivät myöskään kohdanneet omien tutkimustulok-  
siemme kanssa. Yhtenevää muihin tutkimuksiin oli olkavarren 45° sisäkierron vaiku-  
tus SA:n aktivaatio tasoihin positiivisesti (Gioftsos, ym 2016)

Tutkimusetiikkaa pyrittiin noudattamaan mahdollisimman huolellisesti esimerkiksi  
tulosten selkeällä asettelulla, sekä tutkijoiden rehellisyydellä. Eettisyys otettiin myös  
huomioon kysymällä tutkimusjoukolta tutkimus- ja valokuvauslupa. Tutkijat myös  
noudattivat tutkimus- ja valokuvauslupaa tarkasti, esimerkiksi kuvaamalla osallistujia  
anonymisti, sekä tuhoamalla kuvaus materiaalin sen tarkastelun jälkeen.

Fysioterapeutit voivat hyödyntää opinnäytetyötämme etsiessään tietoa SA:n harjoit-  
tamisesta eri alustoilla PuP-liikkessä. Opinnäytetyöstämme löytyy myös tietopohjaa

SA:n merkityksestä hartiaarenkaan toimintaan. Kuntoutusalan ammattilaiset voivat hyödyntää tutkimustuloksiamme ja teoriapohjaamme, kun heidän asiakkaansa tarvitsevat SA:a aktivoivia lihaskuntoliikkeitä. Varinaisia tutkimustuloksia voidaan hyödyntää vertailtaessa saman tyyppisiä tutkimuksia.

Jatkoehdotuksia opinnäytetyön jatkamiseksi olemme miettineet muutamia. PuP-liikettä voisi jatkossa tutkia eripainoisella vastuksella olkavarren 45 asteen sisäkierrossa. Vastuksena voisi toimia esimerkiksi kuminauha. Tärinän vaikutusta optimaalisella amplitudilla ja frekvenssillä, vastuksella tehtävään PuP-liikkeeseen voisi myös vertailla jatkotutkimuksia. Opinnäytetyössä tehdyn tutkimuksen pystyy myös uusimaan isometrisenä, mikä saattaa antaa erilaiset tulokset. Suoritustekniikaltaan isometrinen suoritustapa on helpompi ja sitä on myös käytetty jossain edeltävissä tutkimuksissa. Tällöin tuloksia voitaisiin vertailla myös isometrisesti tehtyihin tutkimuksiin tarkemmin. PuP-liikkeestä on mahdollista tehdä myös kirjallisuuskatsaus, joka kokoaisi kaikilla eri alustoilla tehdyt liikkeet yhteen ja vertailisi tutkimustuloksia keskenään. Edellisestä eri harjoitteita koskevasta tutkimuksesta on useita vuosia. SA:a koskevia harjoitteita voisi kerätä kyselylomakkeella fysioterapeuteilta, jonka jälkeen mitata erilaisista yleisesti käytetyistä liikkeistä SA:n ja YT:n lihasaktivaatio tasot EMG-mittauksella. Yhtenä alkuperäisenä ajatuksena opinnäytetyölle oli SA:n harjoitus opas, tämä idea on myös hyvä jatkoehdotus opinnäytetyömme jatkamiselle.

## Lähteet

- Cho, S. Baek, I. Cheon, J. Cho, M. Choi, M & Jung, D. 2014. Effects of the Push-up Plus (PuP) exercise at different shoulder rotation angles on shoulder muscle activations. *Journal of physical therapy science*. Viitattu 14.11.2016 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4242944/>.
- Comeford, M. & Mottram, S. 2012. *Kinetic control – The Management of Uncontrolled Movement*. Australia: Elsevier.
- De Luca, C.J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. Viitattu 15.11.2016. <https://web.njit.edu/~sen-gupta/IE665/EMG%20and%20biomechanics.pdf>.
- Decker, M. Hintermeister, R. Faber, K. Hawkins, R. 1997. Serratus Anterior Muscle Activity During Selected Rehabilitation Exercises. *The American Journal of Sports Medicine*. American Orthopaedic Society for Sports Medicine. Viitattu 15.3.2016. <http://ajs.sagepub.com/content/27/6/784.short>.
- Ekström, R. Donatelli, R. Soderberg, G. 2003. Surface Electromyographic Analysis of Exercises for the Trapezius and Serratus Anterior Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Viitattu 12.11.2016. <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2003.33.5.247>.
- Enoka, R. 1994. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. S. 162-167 2.painos. USA: Human Kinetics.
- Gilroy, A. MacPhearson, B. Ross, L. 2012. *Atlas of Anatomy*. Second Edition. Thieme, New York, Stuttgart.
- Gioftsos, G. Arvanitidis, M. Tsimouris, D. Kanellopoulos, A. Paras, G. Trigkas, P. & Sakellari, V. 2016. EMG activity of the serratus anterior and trapezius muscles during the different phases of the push-up plus exercise on different support surfaces and different hand positions. *Journal of Physical Therapy Science*. 28 (2016), 7, 2114-2118. Viitattu 15.9.2016. [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/7/28\\_jpts-2016-191/pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/7/28_jpts-2016-191/pdf).
- Hakomäki, H. & Penttinen, U. 2010. *Hartiarengas*. Viitattu 11.4.2016. [http://www.ppshep.fi/instancedata/prime\\_product\\_julkaisu/npp/embeds/20149\\_HARTIARENGAS.pdf](http://www.ppshep.fi/instancedata/prime_product_julkaisu/npp/embeds/20149_HARTIARENGAS.pdf).
- Hirsjärvi, S. Remes P. & Sajavaara, P. 2009. *Tutki ja kirjoita*. 15. p. Helsinki: Tammi
- Horsak, B., Kiener, M., Pötzelsberger, A. & Siragy, T. 2016. Serratus anterior and trapezius muscle activity during knee push-up plus and knee-plus exercises performed on a stable, an unstable surface and during sling-suspension. *Science direct*. Viitattu 19.10.2016. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X16300700>.
- Keskinen, K-L., Häkkinen, K. & Kallinen, M. 2007. *Kuntotestauksen käsikirja*. 2.p. Tampere: Liikuntatieteellinen Seura.

- Kaskivirta, V. N.d. Elektromyografia (EMG). JYU. Viitattu 1.4.2016. [http://users.jyu.fi/~peltsi/ali/opetus/hyvotek/LBIA020\\_raportit.htm](http://users.jyu.fi/~peltsi/ali/opetus/hyvotek/LBIA020_raportit.htm).
- Kauppila, L. Vastamäki, M. 1996. Iatrogenic Serratus Anterior Paralysis – Long-term outcome in 26 patients. Viitattu 15.9.2016. <http://journal.publications.chestnet.org/data/Journals/CHEST/21726/31.pdf>.
- Kibler, B. 1998. The role of the scapula in athletic shoulder function. Viitattu 15.9.2016. <http://ajs.sagepub.com/content/26/2/325.full>.
- Kim, E., Oh, J. & Yoo, W. 2014. Effect of Vibration Frequency on Serratus Anterior Muscle Activity during Performance of the Push-up Plus with a Redcord Sling. Viitattu 19.10.2016. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4155234/>.
- Kim, SH., Kwon, OY., Kim, SJ., Park, KN., Choung SD. & Weon, JH. 2013. Serratus anterior muscle activation during knee push-up plus exercise performed on static stable, static unstable, and oscillating unstable surfaces in healthy subjects. Science direct. Viitattu 11.4.2016. <http://www.sciencedirect.com.ezproxy.jamk.fi:2048/science/article/pii/S1466853X13000035>.
- Konrad, P. 2006. The ABC of EMG. A practical introduction to kinseiological electromyography. Arizona, Noraxon U.S.A. Inc. S. 6-7,20-21, 40. Viitattu 15.9.2016. <http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Kvasikokeellinen tutkimus. 2007. Virtuaalisen ammattikorkeakoulun verkkosivuilta. Viitattu 14.11.2016. <http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojak-sot/0709019/1193463890749/1193464131489/1194289356644/1194290133753.html>.
- Lehman, G., Gilas D. & Patel, U. 2007. An unstable surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises. ResearchGate. Viitattu 10.10.2016. [https://www.researchgate.net/publication/6195915\\_An\\_unstable\\_surface\\_does\\_not\\_increase\\_scapulothoracic\\_stabilizing\\_muscle\\_activity\\_during\\_push\\_up\\_and\\_push\\_up\\_plus\\_exercises](https://www.researchgate.net/publication/6195915_An_unstable_surface_does_not_increase_scapulothoracic_stabilizing_muscle_activity_during_push_up_and_push_up_plus_exercises).
- Ludewig, P., Hoff, M., Osowski, E., Meschke, S. & Rundquist, P. 2004. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push up exercises. The American Journal of Sport Medicine. Viitattu 19.9.2016. <http://ajs.sagepub.com/content/32/2/484.full.pdf+html>.
- Ludewig, P. Reynolds, J. 2009. The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. JOSPT: Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 39, 2, 90-104. Viitattu 31.5.2016. [10.2519/jospt.2009.2808](http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2009.2808).
- Luhtanen, P. 1988. Biomekaniikan tutkimusmenetelmien perusteet. Jyväskylän yliopiston monistuskeskus.
- Lunden, B. Braman, J, LaBrade, R. Ludewig, P. 2009. Shoulder kinematics during push-up plus exercise. Viitattu 21.9.2016. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2841059/>.

- Luo, J., McNamara, B. & Moran, K. 2005. The Use of Vibration Training to Enhance Muscle Strength and Power. ResearchGate. Viitattu 19.10.2016. [https://www.researchgate.net/publication/8079289\\_The\\_Use\\_of\\_Vibration\\_Training\\_to\\_Enhance\\_Muscle\\_Strength\\_and\\_Power](https://www.researchgate.net/publication/8079289_The_Use_of_Vibration_Training_to_Enhance_Muscle_Strength_and_Power).
- Magee, D. 2008. Orthopedic Physical Assessment. 6. p. Saunders, Elsevier, Canada. S. 316.
- Magee, D. 2014. Orthopedic Physical Assessment. 6. p. Saunders, Elsevier, Canada. S. 274, 281.
- Marin, P. Herrero, A. Sáinz, N. Rhea, M. Garcia-López, D. 2010. Effects of different magnitudes of whole-body vibration on arm muscular performance. Viitattu 5.10.2016. <http://0492355529c28b373e63-88d50621e0f8da6d50792584fec156ec.r36.cf5.rackcdn.com/effects-of-different-magnitudes-of-whole-body-vibration-on-arm-muscular-performance.pdf>.
- Mean Absolute Value. N.d. Delsysin verkkosivuilta. Viitattu 14.11.2016. <https://www.delsys.com/KnowledgeCenter/NetHelp/default.htm?url=HTMLDocuments%2Fmeanabsolutevalue.htm>.
- Olkapään jännevaivat. 2014. Käypä hoito. Viitattu 5.10.2016. <http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus?id=hoi50099>.
- Park, SY. & Yoo, WG. 2011. Differential activation of parts of the serratus anterior muscle during push-up variations on stable and unstable bases of support. ResearchGate. Viitattu 10.10.2016. [https://www.researchgate.net/publication/51538747\\_Differential\\_activation\\_of\\_parts\\_of\\_the\\_serratus\\_anterior\\_muscle\\_during\\_push-up\\_variations\\_on\\_stable\\_and\\_unstable\\_bases\\_of\\_support](https://www.researchgate.net/publication/51538747_Differential_activation_of_parts_of_the_serratus_anterior_muscle_during_push-up_variations_on_stable_and_unstable_bases_of_support).
- Platzer, W. 2009. Locomotor System: Color Atlas of Human Anatomy, Vol 1. 6. p. Thieme: Stuttgart, Germany.
- Redcord – monipuolinen menetelmä fysioterapiaan 2016. Redcord Finland verkkosivustolta. Viitattu 19.10.2016. <http://www.redcord.fi/medical>.
- Rowe, S. 2016. Scapular muscle activation during a suspended push-up and push-up plus. Viitattu 5.10.2016. <http://search.proquest.com/docview/1790832294>.
- Sahrmann, S. 2002. Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. Missouri, St. Louis: Mosby.
- Sahrmann, S. 2011. Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines. Considerations for Acute and Long-Term Management. Missouri, St. Louis: Mosby.
- Sandström, M. & Ahonen, J. 2011. Liikkuva ihminen -aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. 1.p. Saarijärvi: VK-Kustannus Oy.
- Seo, SH. Jeon, IH. Cho, YH. Lee, HG. Hwang, YT. & Jang, JH. 2013. Surface EMG during the Push-up plus Exercise on a Stable Support or Swiss Ball: Scapular Stabilizer Muscle Exercise. Journal of Physical Therapy Science. 25, 7, 833-837. Viitattu 15.9.2016. [https://www.istage.ist.go.jp/article/jpts/25/7/25\\_jpts-2012-452/pdf](https://www.istage.ist.go.jp/article/jpts/25/7/25_jpts-2012-452/pdf).

- Tilastojen ABC. N.d. Tilastokeskuksen verkkosivut. Viitattu 9.11.2016. [http://tilastokoulu.stat.fi/verkkokoulu\\_v2.xql?page\\_type=sisalto&course\\_id=tkoulu\\_tlkt&lesson\\_id=4&subject\\_id=5](http://tilastokoulu.stat.fi/verkkokoulu_v2.xql?page_type=sisalto&course_id=tkoulu_tlkt&lesson_id=4&subject_id=5).
- Tortora, G.J. & Derrickson, B. 2006. Principles of Anatomy and Physiology. 11. p.
- Tortora, G. & Derrickson, B. 2011. Principles of anatomy & physiology. Organization, support and movement, and control systems of the human body. 13. p. Asia: John Wiley & Sons.
- Uga, D., Nakazawa, R. & Sakamoto, M. 2016. Strength and muscle activity of shoulder external rotation of subjects with and without scapular dyskinesis. Journal of Physical Therapy Science. Viitattu 31.5.2016. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4868194/>.
- Yoo, WG. 2014. Effect of Exercise Speed and Isokinetic Feedback on the Middle and Lower Serratus Anterior Muscles during Push-up Exercises. Journal of Physical Therapy Science. 26, 5, 645-646. Viitattu 15.9.2016. [https://www.istage.ist.go.jp/article/jpts/26/5/26\\_jpts-2013-462/pdf](https://www.istage.ist.go.jp/article/jpts/26/5/26_jpts-2013-462/pdf).
- Ytimekästä kehonhallintaa 2016. Redcord Finland verkkosivustolta. Viitattu 19.10.2016. [http://www.redcord.fi/ytimekasta\\_kehonhallintaa](http://www.redcord.fi/ytimekasta_kehonhallintaa).

## Liitteet

### Liite 1. Esitieto- ja tutkimukseen suostumislomake

#### Serratusanteriorin EMG opinnäytetyön info- sekä esitietolomake 2016

Tervetuloa EMG-tutkimukseen!  
 Testi suoritetaan 29.9. D 212.2 tilassa.  
 Mittaukseen kuuluu n. 20-30 minuuttia.

Tutkimuksessa mittaamme m.Serratus anteriorin ja ylempään m. trapeziuksen toimintaa Push up plus-liikkeessä eri alustoilla. Testissä on neljä alustaa, joilla liike suoritetaan kahdella eri tavalla. Kukin liike suoritetaan 4 toiston sarjana, metronomin tahdissa.

Ilmoitathan mikäli testin aikana ilmenee poikkeuksellista kipua.

Mikäli kysyttävää, otathan yhteyttä!

Jussi Saksa

Antti Lääperi

Teemu Poikonen

Sukupuoli:

Ikä:

Pituus:

Paino:

Dominantti käsi:

Harrastustausta:

Liikuntamäärät/vko: 0-1 krt/vko   
 2-4 krt/vko   
 5 tai useammin

Annan suostumukseni antamieni tietojen käyttöön kyseisessä JAMKI:ssa toteutettavassa Push-up plus- liikkeen EMG-aktiivisuuden vaihtelua mittaavassa tutkimuksessa. Tietojani käytetään vain opinnäytetyön tutkimuksessa tarvittavaan analysointiin. Henkilötietoja ei käsitellä tutkimuksessa, eikä niitä luovuteta ulkopuolisille osapuolille. Eli tutkimukseen osallistutaan anonyymisti.

Kyllä  Ei

Annan luvan kuvata suoritustekniikkaa. Videokuvaa käytetään ainoastaan EMG-tulosten analysoinnin yhteydessä. Videomateriaalia ei julkaista opinnäytetyössämme. Kyllä  Ei

Päivämäärä:

Allekirjoitus:

## Liite 2. EMG-datan analysointi excel-taulukoissa

	Vasen (mV)							SUMMA	
Liike	Lattia normi	Lattia 45	Narut	Powerplate normi	Powerplate 45	Puolipallo normi	Puolipallo 45		
	0.4792469	0.523613	0.324252	0.442772034	0.45744297	0.263434805	0.2616054	2.752367	
	0.1009858	0.10321	0.164981	0.10249109	0.10896336	0.09660182	0.0874485	0.764682	
	0.4016961	0.451852	0.126506	0.371936611	0.47249754	0.405239266	0.3557872	2.585514	
	0.2910717	0.270312	0.125458	0.175015146	0.17355293	0.213035972	0.2430001	1.491446	
	0.0642513	0.066965	0.06646	0.055181592	0.05864527	0.061178531	0.0567588	0.429441	
	0.2189617	0.292217	0.189491	0.188673074	0.20405313	0.212011986	0.2449637	1.550372	
	0.0732398	0.079736	0.092301	0.070028697	0.07062037	0.067268661	0.0605758	0.513771	
	0.2327791	0.255415	0.155636	0.200871178	0.22082508	0.188395863	0.1871628		
	Keskiarvoistettu prosenttitaulukko Vasen							%	SUMMA%
	Lattia normi	Lattia 45	Narut	Powerplate normi	Powerplate 45	Puolipallo normi	Puolipallo 45		
	17.412174	19.0241	11.78084	16.08695507	16.6199848	9.571209452	9.5047411	100	
	13.206257	13.49707	21.57518	13.40310483	14.2495049	12.63294508	11.435941	100	
	15.53641	17.47628	4.89286	14.38540275	18.2748007	15.67345046	13.760793	100	
	19.516077	18.12415	8.411841	11.73459668	11.6365568	14.28385635	16.292922	100	
	14.961618	15.59356	15.47599	12.84963948	13.656194	14.24609248	13.216905	100	
	14.123179	18.84821	12.22227	12.16953945	13.1615636	13.67491489	15.800324	100	
	14.255346	15.51977	17.96547	13.63034008	13.7455021	13.09312849	11.790444	100	
KA	15.573009	16.86902	13.18921	13.46565405	14.4777296	13.3107996	13.114582	100	
	Keskiarvoistettu prosenttitaulukko Oikea							%	SUMMA%
	Lattia normi	Lattia 45	Narut	Powerplate normi	Powerplate 45	Puolipallo normi	Puolipallo 45		
	0.2338976	0.283275	0.117739	0.229342911	0.24637594	0.209162676	0.3361702	1.655963	
	0.1143607	0.111918	0.195085	0.133255094	0.1488479	0.090921067	0.0987175	0.893105	
	0.4046269	0.395032	0.121837	0.356480949	0.39012962	0.444909	0.3745189	2.487534	
	0.0583765	0.059418	0.094327	0.054543555	0.06470246	0.052781733	0.0446958	0.428845	
	0.2020439	0.246806	0.095983	0.142177575	0.1454384	0.190696147	0.2434075	1.266553	
	0.2037682	0.192213	0.174532	0.198760534	0.17482862	0.211471862	0.2696314	1.425206	
	0.1259827	0.161811	0.113542	0.106971756	0.11638638	0.114704361	0.1324248	0.871823	
	0.2147116	0.246291	0.214855	0.199597612	0.22868228	0.225116117	0.235191	1.564444	
	0.0792103	0.07856	0.063596	0.0741288	0.06957414	0.076352767	0.0555934	0.497015	
	0.1818865	0.197258	0.132388	0.166139865	0.1761073	0.179568414	0.1989278		
	Keskiarvoistettu prosenttitaulukko Oikea							%	SUMMA%
	Lattia normi	Lattia 45	Narut	Powerplate normi	Powerplate 45	Puolipallo normi	Puolipallo 45		
	14.124566	17.10635	7.109991	13.84951844	14.8781058	12.63087803	20.300588	100	
	12.804844	12.53133	21.84342	14.92043075	16.6663411	10.18033491	11.053296	100	
	16.266187	15.88046	4.89789	14.3306982	15.6833901	17.88554654	15.055832	100	
	13.612504	13.85534	21.99555	12.71872051	15.0876203	12.30789053	10.422376	100	
	15.952264	19.48644	7.578317	11.22555269	11.4830091	15.05631007	19.218105	100	
	14.297458	13.48669	12.24609	13.94609504	12.2669051	14.83798934	18.918775	100	
	14.45049	18.5601	13.02351	12.26988903	13.3497671	13.15683531	15.189404	100	
	13.724469	15.74302	13.73361	12.75837395	14.61748	14.3895289	15.033517	100	
	15.93722	15.8063	12.79553	14.91480967	13.9984064	15.36227479	11.18546	100	
KA	14.574445	15.82845	12.80266	13.43712092	14.2256694	13.97862094	15.153039	100	
	Neutraalin ja 45° vertailu								
	Vasen	Normi	45°		Oikea	Normi	45°		
	Lattia	100.00	108.32		Lattia	100.00	108.60		
	Power Plate	100.00	107.52		Power Plate	100.00	105.87		
	Puolipallo	100.00	98.53		Puolipallo	100.00	108.40		
	Keskiarvo	100.00	104.79		Keskiarvo	100.00	107.62		



## Liite 3. Henkilöiden A-I SA:n EMG-aktiivisuus eri liikkeissä

