

Polvisiteiden hyöty voimasuorituksessa ja vertikaalisessa hypyssä

Kimmo Vänni

Pro gradu – työ

Jyväskylän yliopisto

Liikuntabiologian laitos

Kimmo Vänni

Työn ohjaajat: Avela J, Perttunen J

Kevät 2005

Tiivistelmä

Kimmo Vänni. 2005. Polvisiteiden hyöty voimasuorituksessa ja vertikaalisessa hypyssä. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Biomekaniikan pro gradu – tutkielma. 103 sivua + liitteet.

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää polvisiteiden hyötyä polven ojentajien voimaan ja hermolihasjärjestelmän toimivuuteen. Polvisiteiden mekaanisten voimaominaisuuksien osalta suoritettiin testit Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen laboratorioissa testaamalla polvisiteiden hyötyä maksimaalisessa, isometrisessä puristuksessa ja vertikaalisessa hypyssä. Testattavana oli kaksi henkilöä ja testikierroksia oli neljä / henkilö / laite, sisältäen 2 x 3 suoritusta kierrosta kohti (70 ja 90 asteen polvikulmat. Polvikulmat on määritetty siten, että jalan ollessa suorana kulma on 0 astetta). Testaussuorituksia tehtiin siten henkilöä kohden 48 ja yhteensä koko testissä suorituksia tuli 96 kappaletta. Testausvälineinä olivat kontaktimatto, jossa mitattiin painopisteen muutoskorkeutta sekä isometrinen voimapenkki, jossa mitattiin jalan staattista ojennusvoimaa. Testattavat siteet olivat normaalit idealsiteet, idealsiteet teipillä vahvistettuna ja kangassiteet sekä ”0” – suoritus ilman välineitä. Saaduissa tuloksissa on hajontaa, mutta yleisesti voidaan todeta, että siteiden käytöstä saattaa olla hyötyä voimasuorituksessa. Tehdyn testin perusteella suurin ero oli toisen koehenkilön vertikaalisten 70 asteen kulmalla suoritettujen hyppyjen keskiarvotulos verrattuna alkuarvoon. Idealsiteiden vaikutus oli suoritusta parantava noin 4,7 %. Vastavasti samalla koehenkilöllä voiman suhteen paras arvo oli 90 asteen kulmalla tehty puristus, jossa käytettiin idealsiteitä ja teippausta. Kolmen yrityksen keskiarvotulos oli 21,5 % parempi kuin ”0” – suoritusten keskiarvo. Tosin tuloksissa oli myös hajontaa. Kaikki tulokset on esitetty jäljempänä.

Polvisiteiden vaikutuksesta hermolihasjärjestelmän (EMG) toimivuuteen testattiin Pirkanmaan ammattikorkeakoulun laboratorioissa Tampereella. Testattavana oli kaksi koehenkilöä sekä pilottimittauksessa että varsinaisessa mittauksessa. Testausvälineinä olivat jalkaprässi (vaakamalli), EMG -rekisteröintilaitte sekä UKK-instituutista Tampereelta lainaksi saatu voimalevy. Testit suoritettiin kahden erilaisen polvisiteen osalta submaksimaalisessa puristuksessa. Tavoitteena oli selvittää muutokset voima – EMG kuvaajassa ajan funktiona, joten maksimaalista suoritusta ei tarvinnut tehdä. Submaksimaalisen suorituksen toivottiin antavan luotettavan kuvan hermolihasjärjestelmän ja polvisiteen keskinäisestä vaikutuksesta. Pilottimittauksessa tehtiin havainto, että kuormitusmalli muuttuu, kun henkilö suorittaa maksimaalisen puristuksen. Tämä osaltaan muuttaa tai aiheuttaa tuloksiin hajontaa, jota ei voida ottaa huomioon riittävän tarkasti (eng. bias). Siitä syystä päädyttiin tekemään mittaukset vakioidulla painolla, tavallisella liikenopeedella, huomioiden, että kuormitus on submaksimaalinen. Saaduista tuloksista voidaan havaita, että polvisiteet eivät submaksimaalisessa, dynaamisessa suorituksessa vaikuttaneet kovin paljoa lihasten (Vastus Lateralis ja Vastus Medialis) EMG- aktiivisuuteen, vaikka polvisiteiden avulla koehenkilöt saivat sellaisen kuorman nousemaan, jota he eivät muuten kyenneet nostamaan. Koska mittaukset tehtiin dynaamisessa työssä pinta -EMG mittauksilla, tutkimuksessa jäi mietittävään, minkälaisia tuloksia olisi saatu neula- tai lanka -EMG:llä muutamasta motorisesta yksiköstä mitattuna. Jos saatuja tuloksia verrataan kirjallisuuteen, voidaan todeta, että

tässä tutkimuksessa saatiin myös tulos, jossa EMG- arvot olivat lineaarisia voiman funktiona dynaamisessa työssä. Kirjallisuuden mukaan lineaarisuus ilmenee isometrisessä työssä, eikä dynaamisen työn osalta oteta kantaa tulosten voima -EMG – suhteen lineaarisuuteen. Jatkotutkimusaiheena voisi olla laajempi urheilu- ja tukitekstiilien tutkimushanketta, jossa niiden ominaisuuksia (elastisuus, ihoärsytys, paine) verrataan voima -EMG – suhteeseen.

Avainsanat: Polvisiteet, voima – EMG suhde, vertikaalinen hyppy.

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	1
2 KIRJALLISUUSKATSAUS ...	5
2.1 Aikaisemmat tutkimukset	5
2.2 Polven ligamenttivammat	19
2.3 Polvisiteiden vaikutus sensorireseptoreihin	21
2.3.1 Patellan teippaamisen vaikutus	22
2.3.2 Nilkan tukemisen biomekaaniset vaikutukset	25
2.4 Polvisiteiden vaikutus EMG:hen	28
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS	36
4 TUTKIMUSMENETELMÄT	37
4.1 Tutkimusongelma	37
4.2 Tutkimusasetelma	41
4.3 Polvisiteiden vaikutusten määrittäminen	42
4.4 Käytettyjen materiaalien ominaisuudet	46
4.5 EMG:n ja voiman mittaamisen menetelmät	54
4.5.1 EMG –pilottimittauksen menetelmät	55
4.5.2 Voima – EMG mittauksen menetelmät	57
5 TUTKIMUKSEN TULOKSET	61
5.1 Yhdistetyt voima- ja hyppytulokset	61
5.1.1 Vertikaalisen hypyn tulokset	64
5.1.2 Isometrisen voimatestin tulokset	70
5.2 EMG -pilottimittauksen tulokset	75
5.3 Voima – EMG tulokset	79
6 POHDINTA	87
6.1 Vertikaalinen hyppy ja isometrinen puristus	87
6.2 Polvisiteet ja EMG	90
6.3 Tulosten luotettavuus ja virhelähteet	90
6.4 Jatkotutkimukset	92
7 YHTEENVETO	95
8 LÄHTEET	96
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Tavoitteena oli testata, onko polvisiteistä (eng. knee wraps) hyötyä jalkojen voimaominaisuuksissa. Kiinnostus aiheeseen on herännyt siitä syystä, että monet voimailijat käyttävät polvisiteitä ja erilaisia muita tukia harjoittelu- ja kilpailusuorituksissa. Esimerkiksi voimanostossa on olemassa jo kolmenlaisia kilpailuja. Amatööriliiton kilpailut, joissa apuvälineiden käyttö on säädelty ja rajoitettu. Lisäksi järjestetään ammattilaisliiton kilpailuja, joissa välineet ovat aika vapaat, sisältäen penkkipaidan, nostotrikoot ja polvisiteet. Tämän lisäksi järjestetään vielä ns. ”raw” – kisoja, joissa polvisiteiden käyttö sallitaan, kuten myös nostovyön käyttö, mutta niihinkin kohdistuu joitakin sääntöjä.

Ammattilaiskisojen myötä tulokset ovat kehittyneet erittäin paljon verrattuna aikaisempiin aikoihin. Apuvälineillä ja tekstiileillä on oma roolinsa tulosten kehittymisessä. Osoituksena siitä voidaan pitää myös alalla olevien tuotteiden valikoimaa ja urheilijoiden kiinnostusta käyttää erikoistekstiilejä.

Tekstiili- ja kuituteollisuus on kehittynyt kovasti viimeisen 10 vuoden aikana, mutta tekstiilien ominaisuuksia ei hyödynnetä vielä riittävästi tai hyötyjen tutkiminen on ollut puutteellista. Johtava urheilutekstiilialan konsultti toteaa seuraavasti: ”I think the development of elastometric yarns has had an enormous impact on sportswear, not only on active sportswear, but also in relation to recovery materials, compression bandages and so on. I think there is more work that can be done there. Some areas of sportswear have actually been quite slow to take on new developments. If we look at the AFL for example, players there were still wearing acrylic football jerseys up until I think three years ago.” (Wollner 2004)

Lisäksi materiaalien kehittämisen koetaan olevan merkittävää toimintaa urheilussa. Siitä hyvänä osoituksena Gelbergin (2004) lausunto: ”But with the development of new materials, with the money that's involved in sports, engineers are creating sports equipment and technologies that are dramatically changing performance. They're changing the nature of the game, the skills necessary to succeed in the sport, the injuries associated with the sport

and the cost of participation. This is a new area, but on the forefront for sports organisations to deal with.”

Ehkä voidaan varovasti sanoa, että ammattimainen voimanosto on muuttunut osaltaan myös välineurheiluksi, tosin vieläkin tarvitaan raakaa voimaa ja hyvää tekniikkaa. Voimanostoa harrastavilta henkilöiltä saatujen tietojen mukaan välineiden hyötyä ei voida aliarvioida. Osoituksena siitä on mm. nostajien tulosten vertailu välineillä ja ilman.

Suoritetussa testissä testattiin ainoastaan polvisiteiden vaikutusta suoritukseen. Laajemmassa testissä olisi ollut mahdollista testata yleisesti urheilutekstiilien ja urheilutukien vaikutusta suoritukseen, mutta tässä alustavassa selvityksessä selvitettiin vain polvisiteiden vaikutusta. Urheilussa käytettävien apu- ja tukitekstiilien hyödyn arviointi on mielenkiintoista siinäkin mielessä, että saataisiin tietoa niiden aiheuttamasta hyödystä suoritukseen sekä niiden hyödystä urheiluvammojen ehkäisemiseksi ja käyttämiseksi kuntouttamistoinnassa. Varmasti myös välineitä valmistavan teollisuuden kiinnostus on jonkinlainen, jos arvioidaan, kuinka paljon on potentiaalisia käyttäjiä ja kuinka suuret ovat markkinat.

Kirjallisuus- ja artikkelikatsauksen perusteella voidaan todeta, että aihealueesta löytyy varsin niukasti tietoa. E.Harman ja P. Frykman (1990) ovat julkaisseet artikkelin polvisiteiden hyödystä National Strength & Conditioning Association Journal nimisessä lehdessä, mutta tämä onkin ainoita saatavilla olevia artikkeleja. Tässä tutkimuksessa on referoitu Harmanin ja Frykmanin artikkeli varsin perusteellisesti. Polvisiteiden hyötyä on varmaankin tutkittu monessakin tiedeyhteisössä, mutta tietoa niiden tuloksista ei ole saatavilla.

Lähetimme tiedustelun Akronin yliopistoon USA:aan Mary Verstraete nimiselle henkilölle, jonka opiskelijaryhmä on tehnyt tämän aiheen alueella tutkimusta joskus 90 – luvulla. Häneltä saadusta vastauksessa hän kertoo, että tutkimuksesta on niin pitkä aika ja tutkimuksen suorittavat opiskelijat, joten valitettavasti siitä ei ole enää mitään tietoa saatavilla.
” I'm afraid the research you mention was performed a long time ago ~10 yrs and I no

longer have any information - it was an undergraduate student project and didn't go very far. Sorry.” (Verstraete 2004)

On kuitenkin syytä olettaa, että aiheen ympärillä on tehty tutkimusta, koska apu- ja tukitekstiilien kehittäminen on ollut viime aikoina erittäin nopeaa ja urheilijoiden tulokset puhuvat puolestaan. Tutkimustulosten saaminen teollisuudesta on erittäin hankalaa, eikä tässä tutkimuksessa lähdetty selvittämään tuotteiden valmistajien tuotekehityksen tai tuotteiden ominaisuuksien tutkimustuloksia. Tosin tässä tutkimuksessa on huomioitu myös kaupallisista lähteistä saatua informaatiota, joissa mainitaan polvisiteiden hyödyistä. Lisäksi on syytä mainita, että tässä tutkimuksessa on otettu huomioon myös ns. magazine – tasoista lehdistä muutamia artikkeleita, koska aineisto oli muutoin niin niukka. Puhtaasti lääketieteellisiä, polven toimintaa liittyviä artikkeleja on referoitu siten, että havaintojen ensimmäinen painopiste on ollut suorituskyvyn parantaminen ja toinen painopiste urheiluvammojen ehkäisy.

Oman osansa aiheen valintaan ja tutkimuksen suorittamiseen on ollut tiedolla, että jännelihas-yhdistelmällä on kyky varastoida negatiivista energiaa jota voidaan hyödyntää suorituksen konsentrisessa vaiheessa. ” Jänteen elastisen energian varastointi perustuu kollageenisyiden orientaatioon ja rakenteeseen sekä kollageenin poikkisiteiden tiheyteen kudoksessa” (Hulmi 2001). Edelleen Hulmi (2001) toteaa työssään: ” Venytyksen huippuhetkellä biologinen kudoksensa omaa tietyn määrän energiaa pituuden muutokseen (strain energy) joutuessaan voimista joita se kohtaa. Tätä efektiä kutsutaan elastiseksi voimaksi, mikä tarkoittaa sitä kudoksen potentiaalia joka sillä on palautua alkuperäiseen pituuteensa.”

Mukaiillen tätä teoriaa on ilmeistä, että joustavilla ja elastisilla materiaaleilla on samanlaisia, energiaa varastoivia ominaisuuksia, jotka tosin poikkeavat hystereesiominaisuuksiltaan lihas-tukikudoksen ominaisuuksista. Ongelmana on vain määrittää, kuinka suuri on varastoitunut energia ja kuinka tehokkaasti se saadaan hyödynnettyä. Lisäksi mekaniikka aiheuttaa oman lisäyksensä, eli kuinka varastoitunut energia saadaan takaisin liike – energiana, eikä esim. kitkan aiheuttamana lämpönä. Tässä tutkimuksessa ei kuitenkaan tutkittu lihas-jännekompleksin toimintaa, vaan tutkimus keskittyi mittaamaan tukisiteiden hyötyä.

Polvisiteiden hyödystä voimasuorituksiin ei ollut kovin paljon tieteellisiä tutkimustuloksia saatavilla. Tästä syystä teoriaosio tarkastelu on laajennettu koskemaan myös polvitukia ja teippausta, sekä yleisesti tukien ja teippauksen hyötyä vammojen hoidossa tai ehkäisyssä. Kirjallisuusosiossa on otettu huomioon myös nilkan teippaamiseen tai tukemiseen liittyviä tutkimuksia koska niitä oli saatavilla runsaasti, erityisesti koskien reseptoreiden toimintaa ja proprioseptiikkaa. Yleistäen voidaan todeta, että polvinivel noudattaa proprioseptisten toimintojen osalta nilkanivelen toimintaa.

2 KIRJALLISUUSKATSAUS

Artikkelikatsaus ja aiheeseen liittyvä keskustelu perustuu olemassa oleviin tietokantoihin ja tiedonhakuun liittyen polvisiteisiin. Osa julkaisuista on voimailualan www – sivuja, magazineja ja osa tieteellisiä artikkeleita. Oheisena polvisiteitä koskevat löydetty havainnot. Merkittävän osan artikkelikatsauksesta muodostaa Harmanin ja Frykmanin (1990) artikkeli ”The effects of knee wraps on weightlifting performance and injury”,

2.1 Aikaisemmat tutkimukset

Everett Harman ja Peter Frykman (1990) ovat tutkineet polvisiteiden vaikutusta olympiapainonnostoston suoritukseen ja vammojen ehkäisemiseen. Harmanin ja Frykmanin (1990) mukaan painonnoston säännöt sallivat nostajien käyttää siteitä, jotka kattavat jalan 30 cm matkalta. Siteiden pituutta ei ole määritelty, mutta eri materiaalista olevia kerroksia ei saa käyttää. Myös voimanostossa sallitaan jalan sitominen 30 cm matkalta, mutta side saa olla maksimissaan 2 m pitkä ja 8 cm leveä venyttämättömässä tilassa (Harman & Frykman 1990).

Polvisiteitä käytetään pääasiassa voimanostokilpailuissa jalkakyykkysuorituksissa. Siteet ovat usein paksuja ja ne sidotaan hyvin tiukalle. Jalkakyykyn entinen maailmanennätyksen haltija Fred Hatfield on havainnut liian tiukkaan sidottujen polvisiteiden aiheuttavan ihon vahingoittumista. Richard Herrick USA:n painonnostoliitosta on havainnut tapauksia, joissa polvilumpion rusto on pehmentynyt (chondromalacia patellae). Yhteenvetona hän suosittelee polvisiteiden käyttämistä lyhyen aikaa kilpailusuorituksissa, mutta ei jokapäiväisessä harjoittelussa (Harman & Frykman 1990).

Polvisiteitä ei käytetä painonnostossa niin paljoa kuin voimanostossa. Hatfield on todennut, että tiukat siteet voivat ”estää” painonnostosuorituksen nopeutta. Hän on huomannut, että jotkut painonnostajat käyttävät tiukkoja, kapeita venymättömiä siteitä vähentääkseen

patellajänteen painetta säären kiinnityskohdassa. Artikkelin mukaan USA:n painonnostoliiton puheenjohtaja Jim Schmitz sanoo, että polvisiteiden käyttäminen on vähentynyt ja nostajat käyttävät tavallisia apteekista saatavia siteitä (Harman & Frykman 1990). Jenny Stone USA:n olympiavalmennuskeskuksesta sanoo että monille painonnostajien suositellaan käyttävän neopreenistä valmistettuja polvitukia, koska useilla heillä on havaittu *patellar tendinitis* (Harman & Frykman 1990). (ks. Kuva 1: Patellar tendinopathy, hyppääjän polvi)



Kuva 1. Hyppääjän polvi. Patellan ligamentin osittainen repeymä. Lähde: <http://www.sportsinjuryclinic.net/cybertherapist/front/knee/indexjumpersknee.html>

”Chondromalacialla tarkoitetaan ruston pehmentymistä. Polvilumpion ruston pehmentyminen on kuvattu jo 1906. Termiä chondromalacia käytti ensimmäisenä Aleman 1928. Käsitettä chondromalacia on käytetty runsaasti väärin luonnehtimaan kaikenlaisia polven etuosan kiputiloja. Kuitenkin, korrelaatio polven etuosan kipuoireen ja patellan chondromalacian välillä on huono. Chondromalacia voidaan todeta luotettavasti MRI:lla ja artroskopiolla Chondromalacian prevalenssi on 30–50%. Chondromalaciaa esiintyy jonkun verran enemmän naisilla.” (Väätäinen 2001).

”Perinteisessä hoidossa pyritään vahvistamaan heikentyneitä reisilihaksia, rauhoittamaan kipua ja tulehdusta poistavilla lääkkeillä, välttämään oireita lisäävää liikuntaa ja käyttämään väliaikaista polvilumpion tukea. Reisilihasharjoituksen vaikutuksen mekanismia kivun lievityksessä ei vielä tiedetä. Erityisesti nopeat nelipäisen reisilihaksen toiminnot

heikkenevät chondromalacia patellae potilaille, mikä edelleen heikentää polven tukevuutta ja tasapainoa. Yleisesti hyväksyttyä on yrittää konservatiivista hoitoa 6 kk reisilihasharjoituksineen ennen operatiivista hoitoa. Reisilihasrajoitusten ajatellaan parantavan polvilumpon luun sisäistä verenkiertoa ja parantavan patellofemoraalinivelen liukuominaisuuksia.” (Väätäinen 2001).

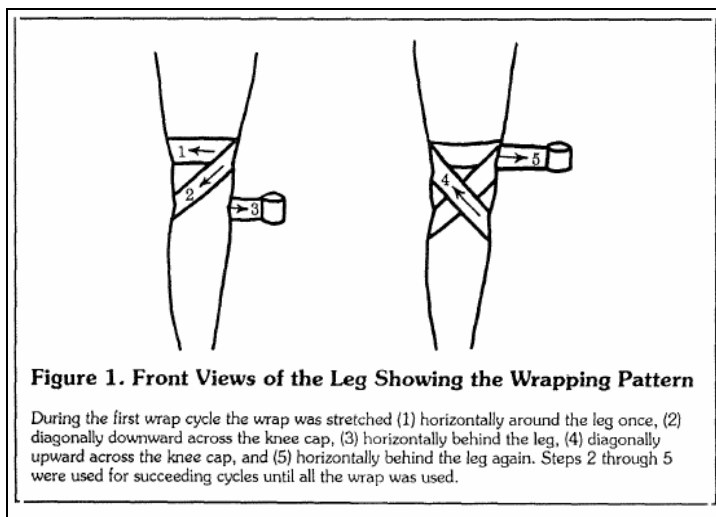
Harmanin ja Frykmanin (1990) mukaan painonnostosuorituksessa paksut polvisiteet siteet heikentävät kehon nopeaa pudottautumista alas ja ovat siten haitaksi suorituksessa. Voimanostossa, jossa polven liikkumavara ei ole niin tärkeää eikä räjähtävää polven ojennusta tarvita, siteillä ei ole negatiivista vaikutusta suoritukseen.

Heidän artikkelissaan on esitetty 5 polvisiteiden avulla tuotettua mekanismia, joiden on väitetty auttavan jalkakyykkysuorituksessa. 1) Suora mekaaninen hyöty, joka johtuu polvisiteiden elastisesta materiaalista, 2) Polven lämpiäminen, joka mahdollistaa aineiden paremman virtauksen, 3) parantunut kinesthetic cuing (parempi polven kulman tunteminen), joka kehittää motorista kontrollia, 4) patellan pitäminen oikeassa kohdassa siten, että se ei väännä vastus medialiksen tai vastus lateraliksen suuntaan. Lisäksi neuraalisen inhibition haittavaikutus voidaan estää, 5) psykologinen vaikutus, joka parantaa nostajan turvallisuuden tunnetta (Harman & Frykman 1990).

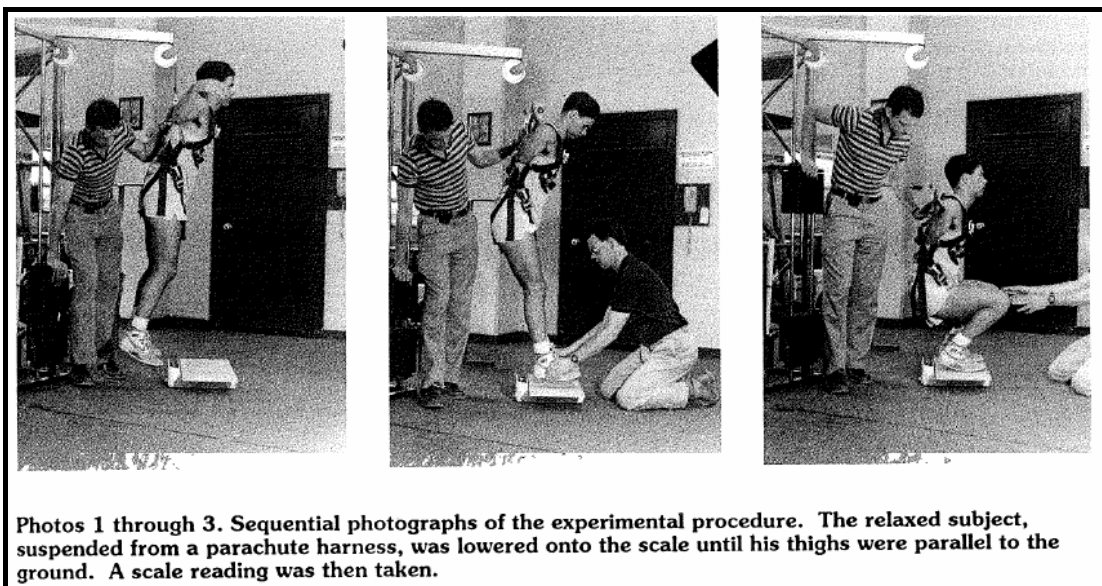
Artikkelin mukaan ei ole saatavilla todisteita, että polvisiteet ehkäisevät nostajien vammoja. Charles Redmond Springfield Collagesta väittää, että sitominen ja teippaaminen ovat tehottomia polven tukemisessa. Hänen mielestään siteet parantavat urheilijan henkistä tilaa. Ennen kuin epidemiologinen tutkimus vammojen syntymisestä on tehty, ei voida sanoa estävätkö polvisiteet vammojen syntymistä (Harman & Frykman 1990).

Vaikka painonnostossa käytetään laajasti polvisiteitä, Harman ja Frykman (1990) eivät löytäneet kirjallisuuskatsauksessaan julkaistuja raportteja polvisiteiden hyödyistä tulosten paranemiseksi tai vammojen estämiseksi. Ilmeisin mekanismi, jossa polvisiteet voivat auttaa nostajaa on suora mekaaninen apu, jonka polvisiteet aiheuttavat polven ojennusvaiheessa. Harman ja Frykman (1990) toteuttivat tutkimuksen tämän vaikutuksen olemassaolon havaitsemiseksi ja sen suuruuden arvioimiseksi.

Metodologisesti koe toteutettiin siten, että koehenkilöt menivät kyykkyasentoon ja maahan kohdistuva voima mitattiin. Koejärjestely on esitetty kuvassa 3. Testi suoritettiin ilman siteitä ja siteiden kanssa. Siteiden kanssa suoritettussa testissä koehenkilö ei päässyt enää samalla tavalla kyykkyyn, vaan tarvitsi lisävoiman, joka mahdollisti koehenkilön taipumisen kyykkyasentoon eli 90 asteen polvikulmaan. Tarvittava lisäpaino oli samansuuruinen kuin polvisiteiden aiheuttava voima. Vaihtoehtoinen menetelmä olisi ollut mitata maksimaalista suoritusta jalkakyykyssä siteiden kanssa ja ilman siteitä, toisin tällä menetelmällä ei saada selville siteiden aiheuttaman työn mekanismia. Polvisiteet sidottiin tietyllä tavalla kuvan 2 mukaisesti siten, että polvisiteet ylitti diagonaalisesti polven (kuva 2). Kokeeseen osallistui 9 miestä, iältään 21 – 46 vuotta. Kaikki koehenkilöt olivat fyysisesti aktiivisia ja useimmilla heistä oli kokemusta painoharjoittelusta (Harman & Frykman 1990).



Kuva 2. Polvisiteiden sidontatapa Harmanin ja Frykmanin tutkimuksessa. Lähde: E.Harman ja P. Frykman, National Strength & Conditioning Association Journal, vol.12 issue 5, 1990.



Kuva 3. Harmanin ja Frykmanin kokeen suorittamistapa. Lähde: E.Harman ja P. Frykman, National Strength & Conditioning Association Journal, vol.12 issue 5, 1990.

Kokeessa testattiin yhdet polvisiteet, joiden merkki oli Superwrap 10 Double Gold ja valmistajana oli Marathon Distributing Co. Palos Verdes Estates, California, USA. Polviside oli noin 2 mm paksu, 8 cm leveä ja 197 cm pitkä. Siteet näyttivät olevan puuvillaa, joissa on kumisäikeitä. Valmistajalta ei ollut saatu tietoa siteiden koostumuksesta (Harman & Frykman 1990).

Harman ja Frykman (1990) ovat saaneet tutkimuksessaan tuloksia, joiden mukaan polvisiteiden käyttö lisäsi merkittävästi vertikaalista voimaa, keskiarvon ollessa 112 ± 26 N. Vaikutuksen suuruus vaihteli 74,5:stä 167:ään newtoniin. Siten koe paljastaa polvisiteiden aiheuttaman suoran mekaanisen avun, joka on tarpeeksi suuri vaikuttamaan voimanostokilpailujen lopputuloksiin. Alkuperäiset tulokset on esitetty taulukossa 1 (Huom. Kuvan yksiköt ovat paunoja).

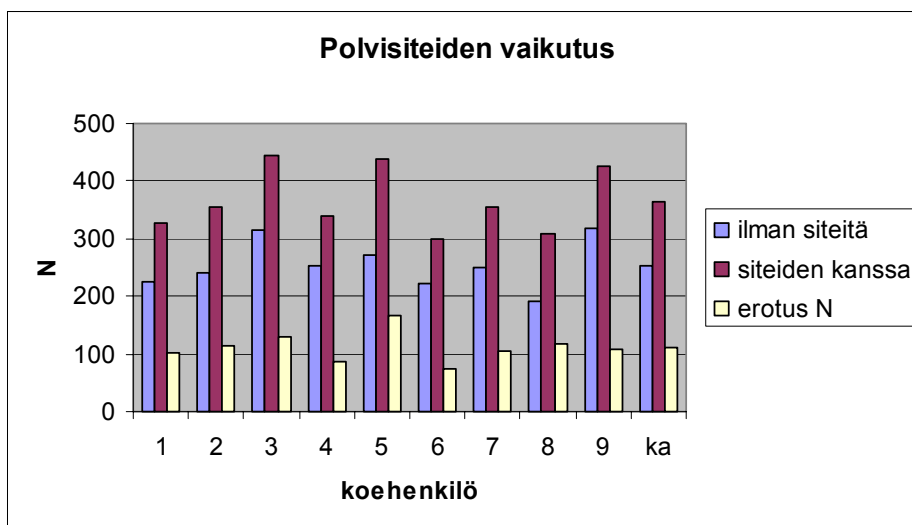
Taulukko 1. Harmanin ja Frykmanin kokeen mittaustulokset. Lähde: E.Harman ja P. Frykman, *National Strength & Conditioning Association Journal*, vol.12 issue 5, 1990.

Subject	no-wraps	wraps	Δ
1	50.7±2.1	73.8±1.2	23.1
2	54.2±0.4	80.0±3.6	25.8
3	70.6±0.9	99.6±1.1	29.0
4	57.0±0.7	76.2±2.5	19.2
5	60.7±2.5	98.1±2.0	37.4
6	50.2±1.0	66.9±2.0	16.7
7	55.9±2.0	79.6±1.8	23.7
8	43.1±3.3	69.5±1.2	26.4
9	71.3±2.5	95.5±7.1	24.2
column mean ± SD	57.1±9.0	82.1±12	25.1±5.9

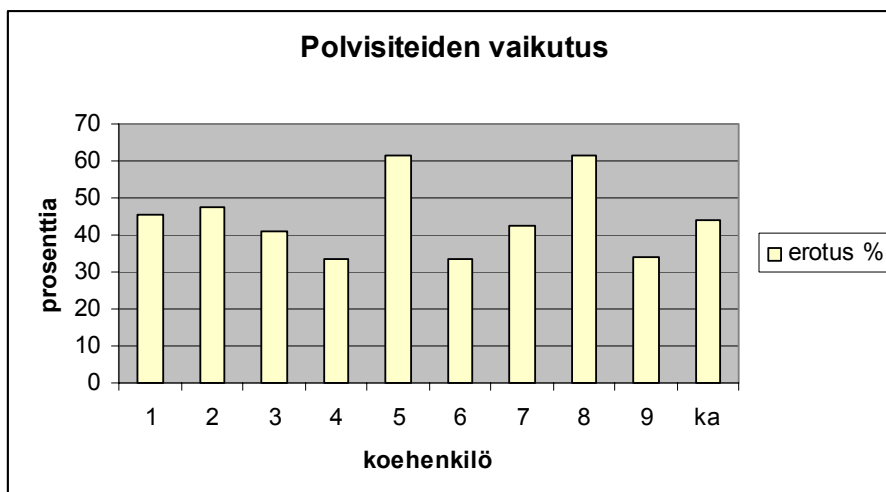
*All values are in pounds.
The wrap and no-wrap means differed significantly ($p < 0.0005$).
Values are mean ± 1SD over five trials.

Harmanin ja Frykmanin (1990) mittausten tuloksista on tehty kaksi graafista kuvaajaa (kuvat 4 ja 5), jotka osoittavat paremmin tulosten suuruuden ja keskinäiset suhteet. Niiden mukaan polvisiteillä on suhteellisesti hyvä vaikutus lähtötulokseen, tosin tuloksissa pitää huomioida myös absoluuttinen vaikutus, joka antaa tarkastelulle toisenlaisen lähtökohdan. Absoluuttisilla arvoilla ilmaistuna tulokset eivät vaikuta niin suurilta kuin suhteellisesti ilmoitettuna. Lisäksi on hyvä huomioida, että tässä yhteydessä keskustellaan polvisiteiden aiheuttamasta nostovoimasta, eikä nostosuorituksen kokonaisvoimasta.

Koehenkilöiden tuloksissa oli hajontaa koehenkilöiden kesken. Vastaanottavaisimmilla yksilöillä polvisiteiden vaikutus oli yli kaksinkertainen heikoimpiin tuloksiin verrattuna. Selittävä tekijänä kirjoittajat arvioivat olevan yksilöiden väliset erot polven morfologiassa, joka aiheuttaa siteiden vipuvoiman. Harmanin ja Frykmanin (1990) mukaan selittäviä tekijöitä voivat olla jalan ympärysmitta, ihon ominaisuudet ja ihon alaisen rasvan määrä.



Kuva 4. Polvisiteiden vertikaalinen vaikutus. Lähde: E.Harman, P.Frykman, 1990



Kuva 5. Polvisiteiden suhteellinen vaikutus vertikaaliseen voimaan. Lähde: E.Harman, P.Frykman, 1990

Jos kuvia 4 ja 5 tulkitsee muutamalla sanalla, niin voi sanoa, että kuvaustapa ei välttämättä anna parasta mahdollista kuvaa polvisiteiden todellisesta, absoluuttisesta hyödystä. Kuvaajista saa sellaisen tuntuman, että polvisiteiden käyttö parantaa tulosta kymmeniä prosentteja. Harman ja Frykman (1990) tutkivat nimenomaan polvisiteiden aiheuttaman voiman suuruutta, eikä tutkimuksen tavoitteena ollut selvittää kuinka paljon absoluuttinen nostotulos paranee. Yhteenvedo-osiossa he päätyivät sellaiseen hyötyyn kuin noin 112 N. Tämä on luettavissa myös kuvasta 4. Jos asiaa ajatellaan suhteellisesti ottamalla esimerkiksi tapauk-

seksi voimanostajan, jonka kyykkytulos on ilman siteitä 270 kg, ja verrataan siihen 11,4 kg:n (112 N) hyötyä, niin suhteellinen parannus alkuperäiseen tulokseen verrattuna on 4,2 %, joka sekin on ihan hyvä tulos erityisesti silloin kun jokainen kilo lasketaan. Tässä yhteydessä tulee tietysti huomioida, että polvisiteiden vaikutus on yksilöllinen ja mekanisme ei vielä tunneta ihan tarkasti, joten todellisessa kilpasuorituksessa polvisiteiden hyöty saattaa olla huomattavasti suurempi.

Jotta Harman ja Frykman (1990) olisivat saaneet lisätietoa, kuinka vieläkin parempi sitominen vaikuttaa nostosuoritukseen, yksi koehenkilö suoritti ylimääräisen kokeen, jossa molempiin jalkoihin oli laitettu kahdet polvisiteet. Tuplasiteiden vaikutus oli 350 N, joka oli yli 3 kertaa enemmän kuin yksinkertaisten siteiden vaikutus samalla henkilöllä. Harmanin ja Frykmanin (1990) mukaan polvisiteiden aiheuttamaa voimaa ei voida suoraan kääntää nostovoimaksi, koska kokonaisuuteen sisältyy monimutkaisia vipuvoimia. Karkeiden laskelmien mukaan polvisiteet aiheuttivat noin 334 N:n jännitysvoiman molempiin jalkoihin, joka vastaa kokeessa saatua noin 112 N:n lisäystä vertikaaliseen nostovoimaan. Johtopäätös – osiossa Harman ja Frykman (1990) toteavat, että testissä testattiin vain yhdenlaisia polvisiteitä, jotka oli sidottu tietyllä tavalla. Toisenlaiset siteet ja toisenlainen sidontatapa saattavat antaa toisenlaisia tuloksia, joko suurempia tai pienempiä. Voidaan olettaa, että polvisiteet joiden elastiset kuidut menevät diagonaalisesti polven yli aiheuttavat paremmat tulokset kuin siteet, joissa kuidut menevät poikittain polven yli. Tarvitaan kuitenkin enemmän polvisiteiden tutkimusta asian varmistamiseksi.

Edelleen Harman ja Frykman (1990) toteavat, että nostajat voivat hyötyä kilpailuissa polvisiteistä enemmän kuin tutkimuksessa on esitetty. Tässä tutkimuksessa jalkojen lihakset olivat rentona ja vain siteiden aiheuttava lisävoima mitattiin. Oikeassa nostotilanteessa polvi / polviside systeemin jäykkyys saattaa antaa nostovoimaan enemmän kontribuutiota. Vaikka siteet olivat testissä tiukalla, niin ne olisi voitu sitoa vieläkin tiukemmalle. Jotkut nostajat ovat kertoneet sitovansa siteet niin tiukalle kuin mahdollista, joka saattaa lisätä nostovoimaa vieläkin enemmän.

Harmanin ja Frykmanin (1990) eivät olleet löytäneet mainintoja polvisiteiden hyödystä vammojen ehkäisemisessä, joten siinä valossa polvisiteillä arvioidaan olevan vain tuloksia parantava vaikutus. Tutkimuksen tuloksista herää kysymys, voidaanko varusteiden avulla saatavaa etua pitää epäeettisenä. Harman ja Frykman (1990) vastustavat yleisesti kaikkia keinotekoisia apuja urheilukilpailuissa. He kuitenkin sallisivat siteiden käytön, jos siteillä ja sidontatavalla ei ole suoraa lisäystä nostovoimaan. Kuitenkin tarvittaisiin lisätutkimuksia, jotta voidaan määrittää mitkä siteet ja sidontatavat täyttäisivät kriteerit.

Harman ja Frykman (1990) toteavat artikkelinsa lopussa, että tiukat säännöt mitä tahansa nostajan apuvälineitä vastaan johtaa voimanoston laajempaan hyväksyntään urheiluna. Harmanin ja Frykmanin (1990) artikkelin lisäksi polvisiteiden hyödystä oli saatavana jonkin verran tietoa kirjallisuudesta, tosin niiden määrä oli rajallinen ja ne kohdentuivat pääasiassa polven vammoihin. Oheisena on koottu teoriataustaa muutamista lähteistä.

”Polvisiteet auttavat jalkakyykyssä, kunhan ne on laitettu oikein ja tarpeeksi kireälle. Myös polvisiteet varastoivat venyessään energiaa, joka helpottaa nostoa. Polvisiteitä ei yleensä käytetä maastavedossa.” (www.voimanosto.com)

”Toronton yliopistossa on opiskelijalla ollut aihealue, jossa he ovat kiinnostuneita polvisiteiden hyödystä raskaiden painojen nostamisessa. Heillä on kuitenkin ollut ongelmia löytää mitään merkittäviä tutkimuksia tältä aihealueelta. Toronton yliopiston tutkijan mukaan he arvioivat, että siteiden hyöty on enemmänkin psykologinen eikä mekaaninen. He arvioivat myös että siteet varmaankin lämmittävät polviniveltä ja edistävät nesteiden virtausta kudoksiin.” (Evans 2004).

“En tiedä yhtään todellista artikkelia aiheesta, mutta arvioin että alan lehdissä on varmaankin aiheeseen liittyviä artikkeleja.” (Giurintano 2004).

“Vaikkakaan minulla ei ole kokemusta painonnostosta, niin voin osallistua keskusteluun toisesta perspektiivistä. Hevosurheilussa jotkut valmentajat sitovat hevosen raajan alaosat ennen kilpailua. Sitomisen etuna on raajojen kolahdusten aiheuttamien vammojen ehkäisy sekä yliojentumisen estäminen. Tehdyissä testeissä ei havaittu mitään etuja nivelen liikku-

vuuden suhteen. Yhteenvetona voidaan todeta, että sitomisesta ei juurikaan saada hyötyä nivelen tukemisessa.” (Schamhardt 2004).

“Asiasta ei ole kovinkaan paljon kirjallisuutta saatavilla. Kokeneena voimanostajana olen kuitenkin sitä mieltä, että polvisiteistä on kaksi etua. Toinen on passiivinen polven ojenta-
jan liike ja toinen on infrapatellarijanteen tulehduksen ja kivun estäminen, koska sidonta
muuttaa vähän janteen voimavektorin suuntaa.” (Cholewicki 2004).

“Tietoni mukaan siteiden hyöty on muutakin kuin psykologinen. Siteiden mekaaninen hyö-
ty, jos ne ovat kunnolla laitettu on elastisena hyötynä 13 kg. Human Kineticsissä olleen ar-
tikkelin mukaan polvisiteet saattavat aiheuttaa myös ongelmia mm. chondromalacia patel-
lae. Polvisiteitä suositellaan käytettäväksi ainoastaan maksimisuorituksissa.” (Bird 2004).

“Mitä tiukemmalla siteet olivat, sen paremmin ne toimivat. Materiaalin jäykkyys on mer-
kittävä tekijä. Näyttää siltä että materiaali ponnahtaa takaisin avustaen ojennusta syvässä
kykyssä. Mielestäni se on päävaikutus. Siteillä on varmaan myös psykologinen vaikutus.
Lisäksi siteet voivat edistää polven nesteiden virtausta ja mahdollistaa nivelen pintojen
voitelua kovassakin kuormassa. Siteet voivat vaikuttaa myös jänteisiin ja sitä kautta lihas-
ten voiman tuotto-ominaisuuksiin.” (Deuel 2004).

“ Entisenä painonnostajana minulla on jokin käsitys asiasta. Jotkut nostajat sitoivat polven-
sa, mutta tavoitteena ei ollut nivelen lämmitys vaan polven stabilointi tai jäykkyyden li-
sääminen. Polven jäykkyysominaisuuksia voisi mitata voima-antureilla, liikeanalyysin
avulla ja elektrogoniometrillä.” (Ferris 2004).

Kyykkyharjoittelussa kaksi perusvarustetta, kengät ja polvisiteet, tulee valita ja käyttää hy-
vin, jotta voidaan maksimoida polvien lyhyt- ja pitkäaikainen terveys. Polvisiteet ovat ol-
leen pitkään käytössä kilpavoimanostajilla. Oikein käytettynä polvisiteet parantavat dra-
maattisesti turvallisuutta. Toisena etuna on niiden mukanaan tuoma lisävoima, joka on
noin 5 – 10 % lisäys. Polvisiteiden käytöllä on myös kääntöpuoli. Niitä ei tulisi käyttää

pienillä kuormilla, koska ne estävät polven voimistumista absorboimalla osan siitä jännityksestä, joka normaalisti kuormittaisi polvea (Mayers et al 2001)

Ohjeet polvisiteiden käyttämiselle ovat seuraavanlaisia. Niitä voi käyttää pitämään polvia lämpöisenä, jos siteet ovat sidottu löysästi siten että veri pääsee kiertämään ja polven elastisuus lisääntyy. Niitä voi käyttää myös silloin, jos polvien kanssa on ongelmia tai nostettava kuorma on suurempi kuin 80 – 85 % maksimista (Mayers et al 2001). Suositeltavana sidontatekniikkana on sitoa polvisiteet siten, että polven yläpuolelta sidotaan tiukasti, polven kohdalta löysästi, jotta vältetään aiheuttamasta itselle chondromalaciaa, ja polven alapuolelta jälleen tiukasti (Mayers et al 2001).

Polvisiteiden vaikutus polven ongelmiin on vielä epäselvä. Harman ja Frykman (1990) tutkivat tukisiteiden voimien vaikutusta jalkoihin kyykkysuorituksessa. Heidän tutkimuksen mukaan keskimääräinen vertikaalivoiman hyöty oli 112 N, tosin hajontaa oli riippuen koehenkilöistä. Harmanin ja Frykmanin (1990) tutkimuksen mukaan ei löytynyt todisteita siitä, että siteet suojaisivat vammoilta, mutta niiden käyttämisen ansiosta voitiin nostaa suurempia kuormia. Siteiden mahdollistaman suuremman kuorman fasilitaatio on saattanut vaikuttaa lisääntyneen kuorman patellajänteeseen, joka edelleen on saattanut aiheuttaa murtumia tai säröjä (Mayers et al 2001). Kivut luustossa painonnostajilla pitäisi herättää ajattelemaan paineen vaikutusta luun väsymiseen. Harjoittelupainojen vähentäminen ja tavoitteiden uudelleen asettaminen saattaa estää akuuttien vammojen syntymisen (Mayers et al 2001).

Polvisiteet eivät ole tarpeelliset ainoastaan turvallisuuden vuoksi, vaan ne auttavat jalkakyykkysuorituksessa nostamaan suurempia painoja. Ne tekevät sen mahdolliseksi antamalla paljon tukea ja ponnahdusvaikutusta kyykyn ala-asennossa mahdollistaen suurempien painojen käyttämisen. Harjoittelu suuremmilla painoilla stimuloi lihasta ja johtaa parempiin tuloksiin. Jotta polvisiteistä saisi parhaan hyödyn, ne tarvitsee laittaa oikein.

Polvisiteitä käyttäessä tulisi huomioida, että niitä käytetään vain raskaissa nostoissa, esim. Tiukassa viiden toiston sarjassa. Raskaat kuormat vaativat tiukan siteen. (National Bodybuilding & Fitness Magazine 1996)

Eräässä “kaupallisessa” tutkimuksessa on verrattu keskenään Goode Wraps merkkisiä polvisiteitä toisiin siteisiin. Tutkimuksessa testattiin vertikaalista hyppyä ja jalkapallon potkaisua. Otokoko molemmissa testeissä oli 2 henkilöä, jotka olivat eri urheilijoita yliopistosta. Tutkimuksessa saatiin kaksi päähavaintoa. Vertikaalisessa hypyssä hyppykorkeus, lähtönopeus ja lähdön impulssivoima olivat paremman Goode Wraps- tuotteella kuin placebo tuotteella. Potkun osalta pallon maksiminopeus, polvinivelen kulmanopeus, reiden ja säären kulmanopeudet olivat suuremmat potkuvaiheessa Goode Wraps – tuotteella kuin placebo tuotteella.

Tutkimuksessa oli laitteistona käytetty A NAC 400 High Speed Video Recording System – laitteistoa. Vertikaalisessa hypyssä oli käytetty myös Kistlerin voimalevyä. Suoraa lainausta käyttäen testiasetelma oli seuraavanlainen: “Each was tested 5 times with/and without the semiconductor imbedded wraps.” Molemmat tulokset analysoitiin Ariel Performance Analysis System:n avulla. Se mitä tässä tarkoitetaan semiconductorilla (= puolijohde) ei ole täysin selvää. Arvioin kuitenkin, että tässä yhteydessä se tarkoittaa polvisiteen ominaisuuksia, joita on verrattu placebo – tuotteen ominaisuuksiin. Lisävalaistusta asiaan antaa linkki www.200.com jossa tuotteesta mainitaan seuraavaa: “Goode Wraps are premium elasticized sports wraps. Each of these is impregnated with a unique blend of natural rare-earth semiconductors (no magnets). The semiconductors reduce pain, stiffness and swelling. Goode Wraps are available for the wrist, knee, shin, leg, ankle, elbow, shoulder and back. These are not magnets. They are composed of natural elements on the periodic table that were developed and patented in Japan to relieve pain, swelling and stiffness” Tämä on siis markkinamiesten puhetta eikä tieteellistä faktaa. Olemme kuitenkin ottaneet tämän raportin sisältöön mukaan myös kaupallista materiaalia, koska tieteellisestä materiaalista oli pula ja toisaalta kaupallinen markkinointimateriaali saattaa johtaa uusiin mielenkiintoisiin tutkimusasetelmiin.

Edelleen tutkimuksen tuloksista todetaan seuraavaa: “ T - testissä ei havaittu merkittävää tilastollista eroa ($p < 0,05$). Vaikka tilastollinen ero ei olekaan merkittävä, tulosten trendi osoittaa, että semiconductorien käyttö saattaa vaikuttaa positiivisesti motoriseen suorituskykyyn. Lisätutkimuksia suositellaan asian varmistamiseksi. (www.200.com)

Polvisiteiden hyöty urheiluvammojen hoidossa ja ehkäisyssä

Tässä tarkastelussa on otettu huomioon myös urheiluvammoja käsitteleviä artikkeleita, koska urheilusuorituksiin liittyvää tietoutta oli niukasti saatavilla. Oheisena on koottu polven tukemiseen liittyvää aineistoa, vaikkakaan ne eivät suoranaisesti liity suorituksen parantamiseen.

”Yleisesti ottaen lihasvammat liittyvät urheilusuorituksiin eivätkö ole siten sukupuoliriippuvaisia. Esimerkiksi anterior cruciate ligament (ACL) – vammat syntyvät useimmiten jalkapallossa, koripallossa ja lentopallossa. Kuitenkin vuodesta 1995 kerätty data osoittaa, että ACL – vammaprofiilit ovat erilaisia naisilla ja miehillä samoissa urheilulajeissa. Naiskoripalloilijoilla vammaluvut ovat kaksinkertaiset miehiin verrattuna, ja naisjalkapalloilijoilla luvut ovat 4 kertaa suuremmat kuin miehillä. Naisten koripallossa syntyvistä ACL vammoista lähes 60 % tapahtuu hypyn jälkeisessä maahantulovaiheessa.” (American academy of orthopaedic surgeons 2004)

”Kirjallisuudessa usein mainitaan yleisenä totuutena, että nilkkatuet tai nilkan teippaus vähentää nilkkavamman tapahtumaa. Yksi selitys dramaattiseen vammojen määrän väheneeseen voi olla se, että tuet ja teippaukset parantavat nilkan asentoa ja siten lisäävät myös nilkkanivelen tukea rajoittamalla jalkaterän liikettä, erityisesti inversiota. Vain yhdessä tutkimuksessa ei ole löydetty korrelaatiota nilkkatuen käytöstä ja nilkkavammoista koripallossa. Nilkkatuen tai nilkan teippauksen ja polvivammojen välinen suhde on kuitenkin vielä epäselvää” (Murphy et al 2003)

Totten (1990) USA:n painonnostoliitosta toteaa, että polvisiteiden käyttö on aina ollut kiistanalainen asia, sillä toiset nostajat puoltavat ja toiset vastustavat. Aiheesta puuttuu julkaisua tietoa koskien polvisiteiden hyötyjä ja haittoja, ja paljon väärää tietoa leviää urheilijoi-

den keskuudessa. Selkeää vastausta kysymykseen ei ole, mutta käytännön järjen mukaan polvisiteet voivat auttaa urheilijaa voimasuorituksessa ja polven suojaamisessa. Totten (1990) mainitsee artikkelissaan erilaisia tapoja käyttää polvisiteitä. Yhtenä tapana hän mainitsee polven sitomisen kokonaan siten, että side on noin 10 cm polven ylä- ja alapuolella (multi-layer wrap over the entire knee area). Useimmiten pitkä, elastinen side sidotaan polven ympäri useita kertoja ja siten saadaan monikerroksinen efekti. Toisena menetelmänä Totten (1990) mainitsee muuten samanlaisen menetelmän, mutta polven ympärille laitetaan vain yksi kerros (single-layer wrap over the entire knee). Tällöin side on malliltaan enemmänkin ”tuubin” tyyppinen eikä toimi kuten kuntouttamisessa käytettävät tuet tai monikerroksiset siteet. Kolmantena vaihtoehtona Totten (1990) mainitsee side / sidontatyylin, jossa side laitetaan vain patellajänteen päälle siten, että side kattaa 5 – 8 cm patellajänteestä juuri polvilumpion alapuolelta (multi-layer wrap over the patellar ligament only). Nykyisin vain harvat urheilijat käyttävät tätä menetelmää.

Totten (1990) näkee polvisiteiden käytölle erilaisia syitä, kuten nivelen lämpiämisen sekä nivelvamman potentiaalisen vähenemisen. Lisäksi hän toteaa, että siteet voivat lisätä mukavuutta, lisätä itseluottamusta ja siten mahdollistaa suurempien painojen käsittelyn. Patellajänteen päälle laitettavasta siteestä saattaa olla hyötyä joissakin liikkeissä, mutta Totten:n (1990) mukaan näyttää siltä, että niiden hyöty olympiatyylin painonnostajilla tai voimannostajilla on kyseenalaista.

Polvisiteiden haitoista Totten (1990) on artikkelissaan sitä mieltä, että yksikerroksisista siteistä (single – layer) ei ole mitään haittaa, toisin ne eivät kyllä anna myöskään kovin paljoa lisätukea polvelle. Monikerroksisten siteiden haitoista Totten mainitsee, että ne saattavat aiheuttaa polvinivelen tukirakenteita (collagen damage). Lisäksi tiukkaan sidotut siteet voivat hidastaa verenkiertoa, aiheuttaen lämpötilan laskua, ellei siteitä poisteta jokaisen suorituksen jälkeen. Lisäksi monikerroksiset siteet voivat aiheuttaa sisäistä painetta polvilumpioon. Totten (1990) mainitsee haitaksi myös ”scribe” – efektin, jossa tiukkaan sidottu polviside puristuu patellan ylä- tai alapuolella ihoon siten, että se aiheuttaa mikrohalkeamia polven lähellä oleviin lihaksiin ja ligamenteihin. Lisäksi hän mainitsee ongelmana polvisiteiden kasautumisen jalan taakse. Tämä tilanne vaikuttaa siten, että side työntää luita

polvinivelen eteen ja pyrkii erottamaan niitä. Ilmiö tulee esille erityisesti silloin kun nostajalla on vahvat pohkeet ja kinnerjänteet, ja polven koukistus on suuri. Totten (1990) mainitsee, että polvisiteiden turvallinen käyttö voi olla osa järkevää painonnosto-ohjelmaa, jossa siteillä estetään vammoja ja silti edistetään voimaa ja tehoa. Totten ehdottaa tehtäväksi mm. seuraavia toimenpiteitä: Polvien hyvä lämmitys ennen suoritusta, jään käyttö harjoituksen jälkeen tarvittaessa ("ice the knees"), asiantuntijoiden avun käyttäminen, polven alueen vahvistaminen ja kuntouttaminen, oikean suoritustavan omaksuminen ja hyvän tekniikan kehittäminen.

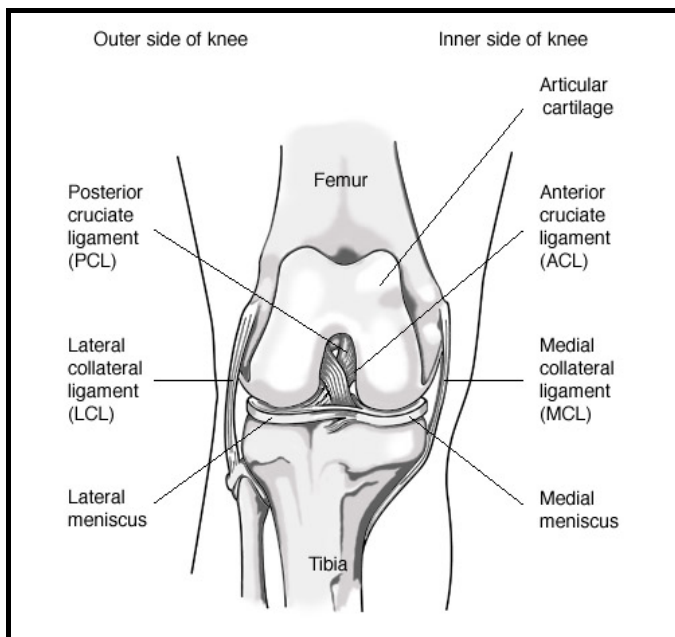
2.2 Polven ligamenttivammat (nivelsidevammat) ja tukisiteet

Polven nivelsidevammat ovat aika yleisiä. Amerikassa yli 9 miljoonaa ihmisen polvivammaa operoitiin vuonna 2001. Polvessa on kahdenlaisia nivelsiteitä, jotka stabiloivat polvea: Ristisiteet ja ulkositeet (cruciate ja collateral ligamentit). (American academy of orthopaedic surgeons 2004) (ks.kuva 6)

ACL- ja PCL – vammojen (anterior cruciate ligament , posterior cruciate ligament) osalta löytyi ACL:ään liittyvä artikkeli, jossa oli mainittu polvisiteen / polvituen vaikutus hoidon jälkeiseen suoritukseen. Tutkimuksessa oli selvitetty "painetuen" hyötyä lihasten koordinaatiossa ACL operaation jälkeen. Tutkimuksessa oli mitattu 36 potilaan pudotushyppy-suoritusta siten, että hyppy suoritettiin 10 cm korkealta tasolta voimalevyalustalle ja koehenkilö tuli alas yhdellä jalalla. Laskeutumisvaiheessa koehenkilön piti vielä pitää tasapaino yhdellä jalalla 25 sekuntia. Testi suoritettiin 3 kertaa ilman tukisidettä ja elastisen tukisiteen kanssa. Hypyn aiheuttamat voimat mitattiin laskeutumisvaiheessa kaikissa kolmessa suunnassa (Fx, Fy, ja Fz). Vastaavasti tasapainovaiheessa mitattiin voima – aika tekijöiden integraalit ($\int F_z$, $\int F_y$, ja $\int F_x$) ja voimien RMS virhe. Lisäksi mitattiin jalkapohjan paineen keskipisteen koordinaatit (Ax ja Ay). (Kuster et al 1999).

Saatujen tulosten mukaan polvisiteellä tuetulla jalalla tehdyt suoritukset aiheuttivat merkittävästi suuremmat voimat laskeutumisvaiheessa vertikaalisessa ja anteroposterior - suunnassa, johtuen siitä, että henkilöt luottivat sidottuun polveen enemmän kuin sitomattomaan.

Polviside mahdollisesti myös kaikkien sopeutumis- ja tasapainovaiheen arvojen vähenemisen anteroposterior – suunnassa (rmsFx, intFx, rmsAx) (Kuster et al 1999). Tutkimuksen johdopäätöksenä Kuster et al (1999) toteaa, että tukiside (eng. compression sleeve) parantaa lihasten koordinaation ja tasapainojärjestelmän yhteistoimintaa. Non-operatiivisen hoidon yhteydessä mainittiin seuraavaa: “Involves a treatment program of muscle strengthening, often with the use of a brace to provide stability.” (Kuster et al 1999). Tämä saattaa tarkoittaa käytännössä myös polvisiteen käyttöä, vaikkakin voidaan arvioida kyseessä olevan hieman tukevamman siteen, joka stabiloi polvinivelen. Vastaavasti sivusiteiden (MCL medial collateral ligament) osalta hoitomuotona mainittiin seuraavaa: “Compress the injury to limit swelling. You may have to wear a bandage or brace for a while.” Tämän mukaan siteellä ja kompressiolla on merkitystä vamman paranemiseen. LCL:n (lateral collateral ligament) osalta ei ollut muuta mainintaa kuin se, että LCL vioittuu harvoin. (American academy of orthopaedic surgeons 2004)



Kuva 6. Polven ligamentit. Lähde: American academy of orthopaedic surgeons <http://orthoinfo.aaos.org>

Nilkan ja polven vammamekanismeihin liittyviä artikkeleja voidaan käyttää hyväksi tämän tutkimuksen teorian tiedon määrittämiseksi. On tärkeää havaita, että tutkimustietoa on löydettävissä tukien, siteiden ja teippien käytöstä urheiluvammojen hoidossa ja niiden ehkäi-

syssä, vaikkakaan tutkimustuloksia siteiden vaikutuksesta suoritus-
ten paranemiseen ei ole kovin paljon löydetty. Esimerkiksi nilkan tuennasta tehdyt artikkelit voivat osaltaan vahvistaa käsitystä polven tuennan merkityksestä. Murphy et al (2003) ovat julkaisseet kirjallisuuskatsausartikkelin, joka käsittelee alaraajojen vammojen riskitekijöitä.

2.3 Polvisiteiden vaikutus sensorireseptoreihin

Polvisiteiden hyödyn arvioinnissa tulee ottaa huomioon siteiden mekaanisen vaikutuksen lisäksi niiden vaikutus sensorireseptoreihin. Reseptoreiden tehtävänä on viedä tietoa systeemin tilasta ja ympäristöstä keskushermostoon (systeemillä tarkoitetaan tässä lihasyksikköä) (Enoka 2002, s.232). Sensorireseptorit voidaan luokitella useaan ryhmään riippuen niiden sijainnista (proprioceptors, exteroceptors, interoceptors), toiminnasta (mechanoreceptors, thermoreceptors, photoreceptors, chemoreceptors, nociceptors) sekä morfologiasta (Enoka 2002, s.232). Liikkeen kontrolloinnin kannalta tärkeitä ovat proprioceptorit, jotka sisältävät lihasspindelit, jänne-elimet ja nivelreseptorit. Niiden tehtävänä on välittää tietoa systeemistä itsestään. Toinen tärkeä ryhmä on exteroceptorit, joihin kuuluvat silmät, korvat ja iho. Niiden tehtävänä on välittää tietoa ulkoisista ärsykkeistä, kuten lämpötilasta, kosketuksesta ja kivusta. (Enoka 2002, s.232–233)

Polvisiteiden mekaanisen hyödyn arvioinnista, ja yleisesti polvisiteiden hyödyistä voima-
suorituksessa, on saatavilla rajoitetusti tietoa. Tästä syystä olen laajentanut teoriaosion tarkastelun koskemaan myös teippaamista, koska siitä on saatavilla aikaisempia tutkimuksia, tosin useat aikaisemmat tutkimukset koskevat polvisiteiden tai teippauksen toimintaa polvinivelen asennon määrittämisessä. Polvisiteiden aiheuttamana positiivisena korrelaatiota ja hypoteesina voitaisiin pitää neuraalisen toiminnan ja reseptorien toiminnan paranemisenä, joka edelleen vaikuttaa positiivisesti voiman tuottoon pienemmällä motoristen yksiköiden määrällä kuin ilman sidettä. Myös lihas- ja hermostollisen ohjauksen väsyminen ja polvisiteiden käytön interaktio voi olla merkittävä. Tämä asia tulisi tutkia erilaisia kuormitusmalleja ja protokollia käyttäen.

Aikaisempaan kirjallisuuteen ja tutkimuksiin viitaten (esim. Enoka 2002, Perlau et al 1995, Barrett et al 1991, Friden et al 1996), ihoreseptoreilla on vaikutusta afferenttien toimintaan, joten oletettavasti myös polvisiteiden materiaalilla, sidontatiukkuudella ja sidontavalla on vaikutusta motoristen yksiköiden toimintaan. Ottaen huomioon yksilölliset erot motoristen yksiköiden toiminnassa, voimantuotossa, hermoston ja lihas-jännekompleksin toiminnassa sekä erot ”single-joint” -systeemin mekaniikassa (antropometria) emme voi yksikäsitteisesti määrittellä polvisiteiden absoluuttista hyötyä, vaan merkityksellistä on määrittää suhteellinen hyöty yksilötasolla.

Koska polven tukemisesta, sitomisesta ja teippaamisesta, on rajoitetusti tietoa saatavilla, tässä kirjallisuuskatsauksessa on otettu huomioon myös muutamia nilkan tukemiseen ja teippaamiseen liittyviä tutkimuksia.

2.3.1 Patellan teippaamisen vaikutus polvinivelen proprioseptiseen toimintaan

Callaghan et al (2002) kertovat artikkelissaan, että vaikka patellan teippaaminen on yleisesti käytetty fysioterapian hoitomuotona potilailla, joilla on patellafemoral pain syndroma (PFPS), silti on epäilyjä sen hyödystä. Callaghan et al (2002) kertoo että McConnell (1986) esittää, että patellan teippaamisella voidaan muuttaa patellan sijaintia, parantaa vastus medialis oblique lihaksen kontraktiota ja siten pienentää kipua. Callaghanin et al (2002) mukaan tähän mennessä tutkimukset PFPS-potilailla ovat olleet aika tuloksettomia vastus medialis oblique:n kontraktion (Cerny 1995) ja patellan sijainnin suhteen (Crossley et al 2000).

Callaghan et al (2002) toteaa artikkelissaan, että joidenkin tutkijoiden mukaan patellan teippaamisesta on ollut hyötyä PFPS:n hoidossa (Cerny 1995) ja patellafemoral osteoarthritis (Cushnaghan et al 1995) hoidossa, vaikkakaan mekanismia ei täysin tunneta. Joidenkin tutkijoiden mukaan patellan teippaamisella on vaikutus, joka aiheuttaa tunteen patellan mekaanisesta stabiliteetistä (Werner et al 1993).

Gallaghan et al (2002) siteeraavat artikkelissaan useita tutkijoita ja toteavat esimerkiksi että Lephart (1995) on todennut, että proprioseptoreiden toiminta on erittäin merkittävää akuuttien vammojen estämisessä ja kroonisten vammojen etenemisessä. Lisäksi he toteavat, että useat tutkijat ovat tutkineet proprioseptoreiden vajavaista toimintaa mm. ACL vahingoittuneissa polvissa (Barrack et al 1994; Corrigan et al 1992), nivelrikkopolvissa (Barrett et al 1991) ja kroonista nestepurkausta kärsivissä polvissa (Guido et al 1997).

Gallaghanin et al (2002) mukaan polvituki tai polven sitominen parantaa proprioseptoreiden toiminnallista vajetta, vaikkakin tähän mennessä tehdyt tutkimukset ovat olleet ristiriitaisia. He kertovat, että esimerkiksi Prymka et al. (1998) havaitsivat, että elastisen siteen käyttäminen paransi potilaiden proprioseptoreiden toimintaa merkittävästi. Perlau:n et al (1995) mukaan perusteluna mekanismiin on se, että side simuloi pinnallisia ihoreseptoreja nivelen liikkeen aikana sekä lisää painetta lihaksissa ja nivelkapselissa. Gallaghan et al (2002) mukaan Kramer et al. (1997) eivät havainneet tutkimuksessaan eroa proprioseptoreiden toiminnassa PFPS -potilailla kuormitetussa tilanteessa eivätkä kuormittamattomassa tilanteessa. He edelleen toteavat, että proprioseptoreiden hyvää toimintaa pidetään yleisesti tärkeänä tekijänä polven toiminnassa ja polvivammojen kuntoutumisen edistämässä.

Gallaghan et al (2002) toteavat artikkelissaan, että vaikka suuri joukko tutkijoita on selvittänyt elastisten siteiden ja polvitukien vaikutusta proprioseptoreiden toiminnan parantamisessa sekä terveillä, että oireellisilla ryhmillä (esim. Guido et al 1997; Corrigan et al 1992) ilmiötä ei ole tutkittu patellan teippaamisessa. Gallaghan et al (2002) ovat tutkimuksessaan selvittäneet patellan teippaamisen vaikutusta proprioseptoreiden toimintaan terveillä ihmisillä. Heidän tavoitteenaan oli saada tietoa patellan teippaamisen aiheuttamista mekanismeista.

Gallaghan et al (2002) suorittivat tutkimuksen käyttämällä Biodex 2-merkkistä, isokineettistä dynamometriä. Teippauksessa he käyttivät 10 cm leveätä Hypafix-tuotemerkkistä teippiä. Gallaghanin et al (2002) tutkimuksen mukaan teippaus paransi proprioseptoreiden toimintaa terveillä koehenkilöillä. Heidän mukaan myös aikaisemmat tutkimukset tukevat tuloksia. Esimerkiksi polvitukien ja -siteiden hyötyä koskevissa tutkimuksissa on havaittu

proprioseptoreiden toiminnan paranemista sekä staattisessa (Birmingham et al 1998) että dynaamisessa (Jerosch & Prymka 1996) koeasetelmassa. Gallagher et al (2002) kertovat, että Lephart et al (1992) ovat todenneet, polvinivelen proprioseptoreiden toiminnan paranemisen johtuvan neopreenisiteen aiheuttamasta ihoreseptoreiden kiihdyttämisestä, joka edelleen vaikuttaa postitiivisesti afferenttien toimintaan. Gallagherin et al (2002) artikkelin mukaan samanlaiseen havaintoon ovat päätyneet mm. Barrett et al (1991) sekä Friden et al (1996). Gallagherin et al (2002) tutkimuksessa ei havaittu terveiden osalta kovin suurta muutosta, mutta esille tuli ihmisten erilainen proprioseptoreiden toiminta. Tutkimuksen mukaan parannusta tapahtui henkilöillä, joilla proprioseptoreiden toiminta oli ollut heikkoa.

Testattavien henkilöiden proprioseptoreiden toimivuuden erilaisuus on merkittävä havainto, jos arvioidaan polvisiteiden hyötyä voimasuorituksessa. On hyvin todennäköistä, että myös voimasuorituksen osalta polvisiteiden hyöty proprioseptoreiden ja exteroseptoreiden toiminnan kiihdyttämisessä, ja siten myös afferenttien kiihdyttämisessä, on yksilökohtaista. Voisi olettaa, että parhaan hyödyn polvisiteistä saa henkilö, jolla reseptoreiden toiminta on keskimääräisestä heikompaa.

Kirjallisuuden mukaan ihmisillä on eroja maksimaalisen puristuksen aikaansaamisessa, lihas-jännekompleksin toiminnassa sekä motoristen yksiköiden hermotuksessa, ja yleisesti hermoston toiminnassa. (Gardiner P 2001; Enoka R. 2002). Kun lisäksi tiedetään hermostollisten tekijöiden vaikutus voiman tuottoon ja voiman suuruuteen, voidaan olettaa, että polvisiteiden vaikutus voi olla merkittävä henkilöillä, joilla on vaikeuksia rekrytoida motorisia yksiköitä maksimaalisesti.

Werner et al. (1993) tutkivat patellan teippaamisen vaikutusta maksimaalisessa konsentrisessä ja eksentrisessä väännössä, kohderyhmänään 48 patellafemoral pain syndroomasta kärsivää potilasta. He mittasivat polven ojentajien ja koukistajien EMG -aktiivisuutta sekä väännön voimaa. Kliinisesti normaaleilla potilailla ei havaittu teippauksesta olevan hyötyä quadricepsin toiminnassa. Teippaus paransi tuloksia potilailla, joilla oli kliinisesti lateraalista yliliikkuvuutta patellassa. Parhaat tulokset teippauksella on saavutettu potilailla, joilla

oli mediaalista patellan yliliikkuvuutta. Jerosch & Prymka (1996) tutkivat polvisiteen vaikutusta ACL -vamman omaaviin potilaisiin ja totesivat, että proprioseptoreiden toiminnassa on vajavuutta sairaassa polvessa. He osottivat tutkimuksessaan, että polvisiteellä on positiivinen vaikutus vahingoittuneen polven (ACL -vamma) proprioseptoreiden toimintaan.

Harrington (2004) on tutkinut patellan teippaamisen vaikutusta nelipäisen reisilihaksen (quadriceps) voimaan ja suorituskykyyn tavallisella henkilöllä. Tutkimuksen mukaan teippaus aiheutti suorituskyvyn laskua, johtuen siitä, että ojentajamekanismi ei toiminut optimaalisella tavalla. Vastaavasti tutkimus tukee hypoteesia, jonka mukaan patellan teippaaminen parantaa Patella Femoral Pain Syndroma-potilaiden suorituskykyä muuttamalla patellan asentoa optimaaliseksi sekä inhiboimalla kipulähteitä.

2.3.2 Nilkan teippaamisen ja tukemisen biomekaaniset ja neuromuskulaariset vaikutukset

Wilkerson (2002) on tutkinut nilkan teippaamisen ja tukemisen biomekaanisia ja neuromuskulaarisia vaikutuksia. Hän mainitsee artikkelissaan, että mm. Garrick & Requa (1973) ovat todenneet, että teippaaminen vähentää loukkaantumisen vaaraa. Muutamat tutkijat ovat tutkimuksissaan todenneet että teippaaminen muodostaa nilkalle mekaanisen lisätuen, joka tekee nilkasta stabiilimman (Alt et al 1999; Karlsson & Andréasson 1992; Lohrer et al 1999; Ricard et al 2000). Joidenkin tutkijoiden mukaan teippaamisen vaikutus vähenee harjoituksen aikana (Manfroy et al 1997). Wilkerson (2002) toteaa, että vaikka teippaus selkeästi löystyy harjoituksen aikana, sen toiminnalliset ominaisuudet nilkan ääriliikkeissä ei eliminoidu.

Wilkerson (2002) kertoo, että viime aikoina markkinoilla on ollut saatavilla nilkkatukia vaihtoehtona teippaamiselle. Jotkut tutkijat ovat tutkineet niiden mekaanista vaikutusta nilkan liikkeeseen (Anderson et al 1995; Johnson et al 1994). Jotkut tutkimukset ovat vertailleet tukien ja teippauksen mekaanista vaikutusta keskenään (Vaes et al 1998; Shapiro et al 1994; Greene & Hillman 1990). Muut tutkimukset ovat käsitelleet harjoituksen jälkeistä nilkan liikkumista. Vaikka monet tutkimukset puoltavat nilkkatukien käyttöä, niin jotkut

urheilijat ja urheilulääketieteen asiantuntijat uskovat, että teippauksella saavutetaan etuja mukavuudessa, tuennassa ja nilkan normaalissa toiminnassa (Wilkerson 2002).

Wilkersonin (2002) tekemän tutkimuksen mukaan tutkijoilla näyttää olevan erilaisia näkemyksiä teippauksen ja jäykempien tukien käyttämisen osalta. Esimerkiksi monissa tutkimuksissa on selvitetty nilkkatukien ja teippaamisen vaikutusta suorituskykyyn. Wilkersonin (2002) mukaan tutkimukset ovat tuloksiltaan ristiriitaisia, eikä selkeää johtopäätöstä voida tehdä. Esimerkiksi joidenkin tutkijoiden mukaan vertikaalisen hypyn korkeus väheni 3-5 % (Burks et al 1991; Metcalfe et al 1997), kun taas toiset tutkijat eivät havainneet merkittävää vaikutusta (Verbrugge 1996; Gross et al 1994; Greene & Hillman 1990). Vastaa- vasti jotkut tutkijat löysivät suorituskyvyn heikontumisen liikkeen ketteryydessä (eng. agility), mutta toiset tutkijat eivät havainneet siinäkään mitään eroa tuetun ja tukemattoman nilkan osalta (Burks et al 1991; Gross et al 1994)

Wilkerson (2002) pitää yllättävänä, että hyvin harvat tutkijat ovat arvioineet nilkkatukien vaikutusta toiminnallisen kapasiteetin parantamiseen henkilöillä, joilla on nilkan toiminnassa vajavaisuutta. Hän esittelee artikkelissaan kolmea tutkimusta, joissa kukaan ei ollut verrannut erilaisia teippausmenetelmiä tai nilkkatukia, vaan kaikki käyttivät tutkimuksissaan samanlaista tukea. Wilkersonin (2002) mukaan Gross et al (1997) ei löytänyt tutkimuksessaan hyötyä nilkkatuen käytöstä liikkuvuustestissä, kun taas vastaavasti Hals et al (2000) ja Fridén et al (1989) löysivät merkittäviä parannuksia suorituskyvyssä.

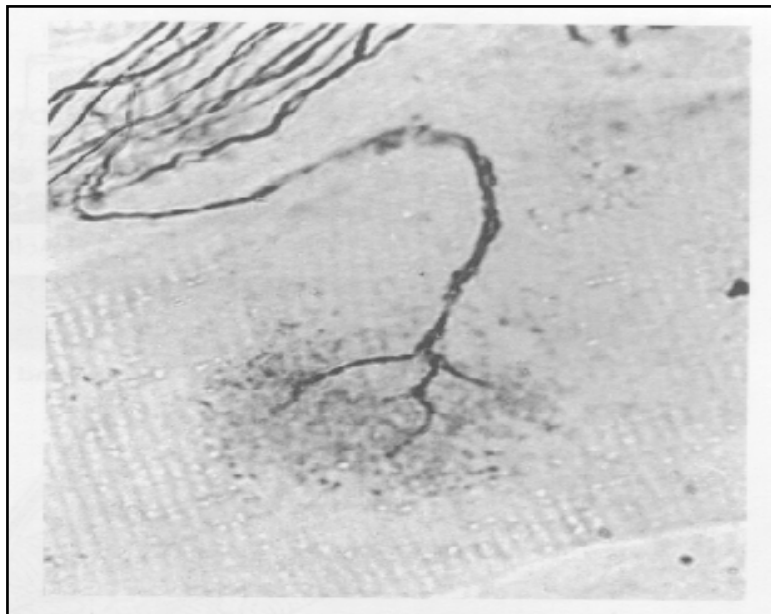
Wilkerson (2002) kertoo, että tutkimusten mukaan nilkan tuenta antaa suojan vamma- alttiissa suorituksissa vaikuttamalla proprioseptiivisiin vaikutuksiin keskushermostossa (Simoneau et al 1997; Feuerbach et al 1994), lihasaktivaatioon (Alt et al 1999; Lohrer et al 1999; Sprigings et al 1981) ja nilkan liikkeen hidastumiseen (Karlsson & Andréasson 1992; Ricard et al 2000; Vaes et al 1998). Basmajian & DeLucan (1984) mukaan ihoreseptoreilla voi olla tärkeä inhiboiva vaikutus α -motoneuroneihin, jotka edelleen vaikuttavat motorisen yksikön toimintaan. Wilkersonin (2002) mukaan Simoneau et al (1997) ovat todenneet, että ihoon kiinnitetty teippi parantaa merkittävästi nivelen aseman tietoisuutta nilkan koukistuksessa. Myös muut tutkijat ovat päätyneet samantyyppisiin tuloksiin ihon me-

kanoreseptoreiden suhteen. Joidenkin tutkijoiden mukaan teippaus on parempi tapa proprioseptoreiden aktivointiin kuin nilkkatuki. Wilkerson (2002) toteaa, että Glick et al (1976) esittivät tutkimuksessaan, käyttämällä emg:tä, että pohjelihaksen aktivaatiotaso ja nilkan teippauksen välillä on yhtenevyys. Tutkimuksen mukaan pohjelihas oli aktiivinen pidemmän aikaa ennen heilahdusvaiheen lopussa, juuri ennen jalan iskeytymistä maahan. Karsenin & Andréassonin (1992) tutkimuksen mukaan teippauksella oli positiivinen vaikutus latenssiajan vähenemiseen, joka väheni 8-13 %. Wilkerson (2002) kertoo, että Alt et al (1999) totesivat tutkimuksessaan, että nilkan teippaaminen vähensi harjoituksen jälkeistä inversioamplitudia 38 % ja harjoituksen jälkeistä iEMG arvoa 20 % verrattuna teippaamattomaan nilkkaan. Heidän mukaan teippaus tuotti suhteellisesti suuremman iEMG aktiivisuuden pohjelihaksessa rajoitetulla liikealueella kuin rajoittamattomalla alueella. Ristirititititiset tulokset teippauksen ja nilkkatukien suhteellisista hyödyistä selittyvät teippien ja materiaalien eroina, teippaustavan valinnalla, jalan ja nilkan monimutkaisella biomekaanisella toiminnalla sekä metodologisilla eroilla (Wilkerson 2002). Vaikka teippauksen tai nilkkatuen keskinäistä, suhteellista tehokkuutta ei ole selkeästi esitetty, molemmat nilkan tukemistavat selkeästi osoittavat niiden suojaavan vaikutuksen nilkan yliojentumisessa (inversion) (Wilkerson 2002).

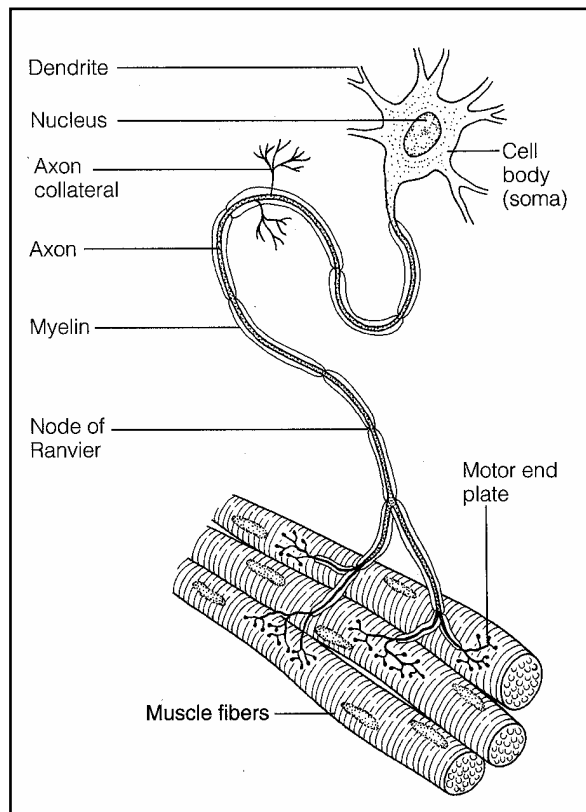
Refshauge (2000) kertoo artikkelissaan, että fysiologisen ymmärryksen mukaan kolmen tyyppiset afferentit ovat tärkeitä proprioseptisten signaalien käsittelyssä; nivelien ja niveliteiden afferentit, ihoreseptorien afferentit ja lihasten afferentit. Hän kertoo, että usein arvioidaan, lihasafferenttien olevan tärkeimpiä useimmissa kehon nivelten liikkeissä. Kuitenkin on todettu, että distaalisten nivelten osalta ihoreseptorit näyttävät olevan yhtä tärkeitä kuin lihasreseptorit. Tästä syystä esimerkiksi nivelten mekanoreseptorien toiminnan vähentyminen ei vaikuta merkittävästi proprioseptoreiden laskuun. Lohrer et al (1999) tutkivat nilkan teippaamisen vaikutusta toiminnallisuuteen ja neuromuskulaariseen toimintaan. He totesivat, että merkittävä nilkan stabiliteetti saavutettiin heti teippaamisen jälkeen, tosin toisella testatulla teipillä oli ominaisuus löystyä urheilusuorituksen jälkeen. Teippaamattomaan nilkkaan verrattuna teipatun nilkan proprioseptoreiden toiminnan paraneminen oli merkittävää ottaen huomioon nilkan stabiliteetin ja väsymisilmiön.

2.4 Polvisiteiden vaikutus EMG:hen

EMG:n avulla voidaan mitata lihasten aktivaatiotasoa voiman ja ajan funktiona. EMG signaaliin vaikuttavat signaalin siirtyminen α -motoneuronista lihasfibereihin (ks. Kuvat 7 ja 8) ja siellä Na ja K-ionien keskinäisten liikkeiden vaikutus sähkövaraukseen, joka näkyy jännitearvona.



Kuva 7. Motorisen yksikön kuva. Lähde:
[http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20,Neuron Anatomy](http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20,Neuron%20Anatomy)

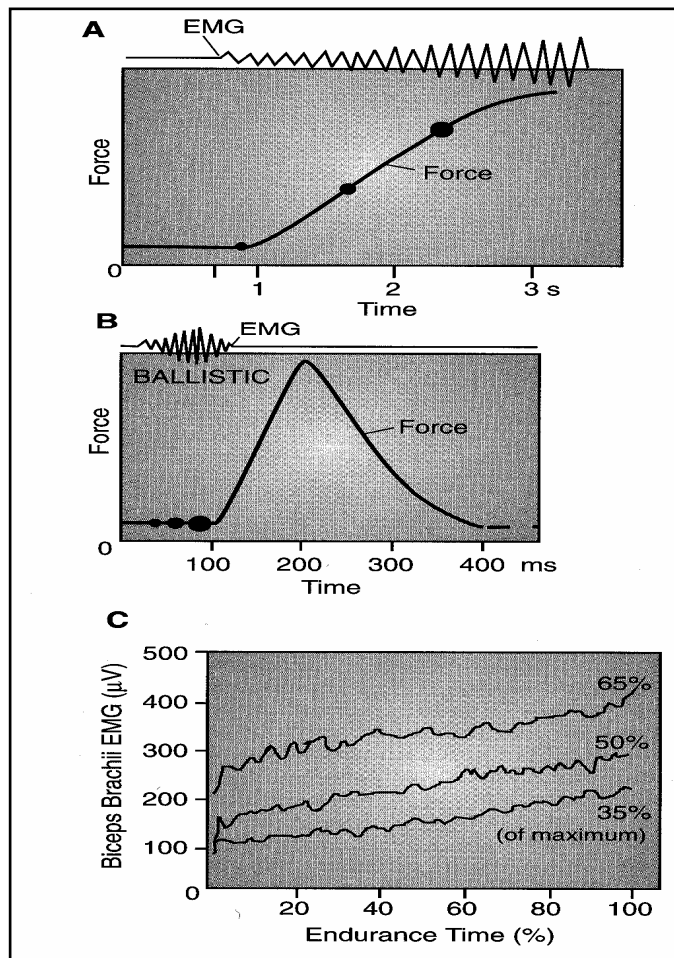


Kuva 8. Motorisen yksikön periaatekuva. Lähde: <http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20>, Neuron Anatomy

Pullman et al (2000) toteavat, että pinta -EMG mittauksia on käytetty rutiinomaisesti sähköstimuloinnin aiheuttaman perifeerisen hermon johtumisnopeuden määrittämisessä sekä lihaksen aktiopotentialin mittaamisessa transkraniaalisen tai perifeerisen stimuloinnin jälkeen.

EMG mittauksilla on biomekaniikassa kolme käyttötarkoitusta, joista yksi on EMG:n ja voiman välisen suhteen määrittäminen (De Luca 1997). Kaksi muuta pääkäyttötarkoitusta ovat lihasväsymyksen ja lihasaktivaation mittaaminen (De Luca 1997). Clarys (2000) mainitsee, että EMG mittauksia voidaan käyttää useissa tilanteissa, joista osa liittyy EMG:n ja voiman väliseen suhteeseen sekä isometrisessä että dynaamisessa kuormituksessa. Gandevia (2001) siteeraa Biglandia ja Lippoldia (1956) ja toteaa, että he ovat jo vuonna 1954 todenneet EMG:n ja voiman lineaarisen suhteen. Myös Manal & Buchanan (2003) toteavat, että isometrisessä voima – EMG suhteessa on havaittu epälineaarisuutta. Basmajian & De

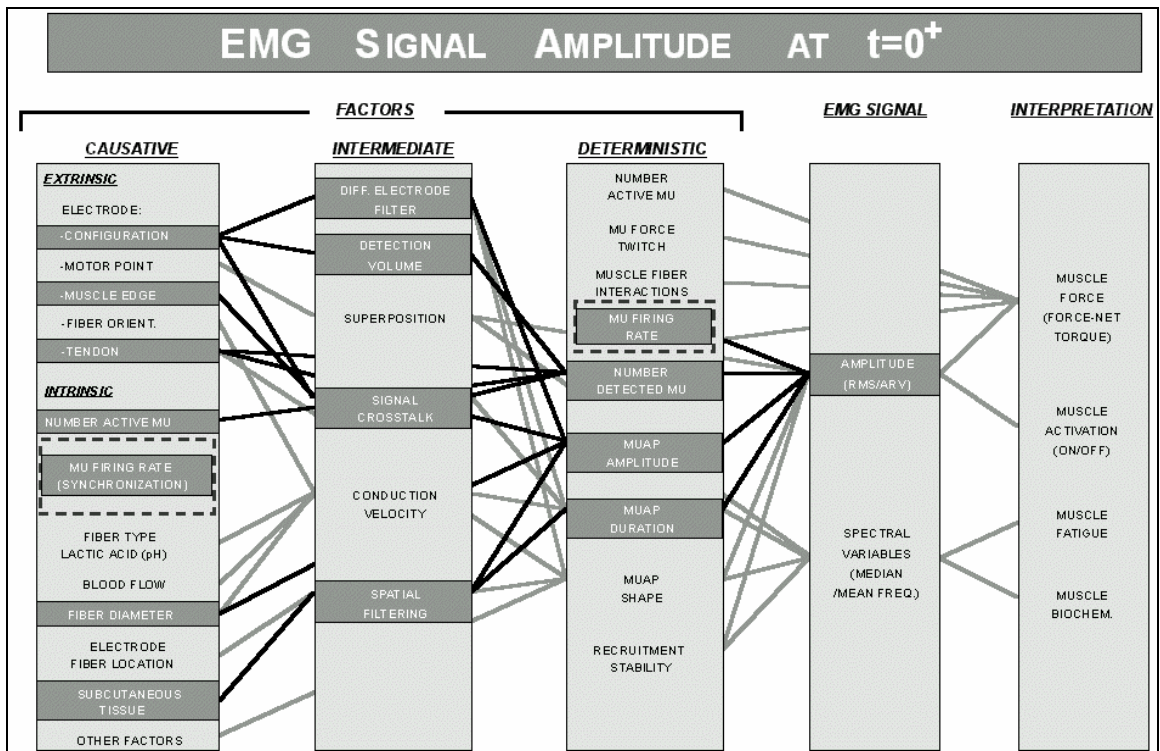
Luca (1985 s.187) mainitsevat, että voiman ja EMG:n suhde on monimutkaisempi kuin monet aikaisemmat tutkimukset ovat väittäneet. He mainitsevat, että voiman ja EMG:n välinen suhde on lineaarinen tai enemmän kuin lineaarinen isometrisessä työssä. Solomonow et al (1990) ovat todenneet, että isometrisen voiman ja EMG:n suhde on kvasilineaarinen, johtuen motoristen yksiköiden erilaisesta rekrytoitumisesta. Turner & Sacco (1999) mainitsevat, että he ovat havainneet soutujiin liittyvässä tutkimuksessaan voiman ja EMG:n välisen voimakkaan lineaarisen korrelaation. Basmajian & De Luca (1985) mainitsevat, että isometrisessä työssä voiman ja EMG:n suhde on aika luotettava, kun taas anisometrisessä työssä voiman ja EMG:n keskinäisen riippuvuuden tulkinta on tehtävä harkiten. Vaikka monet julkaisut toteavat EMG:n ja voiman suhteen olevan lineaarisen, niin myös muitakin mielipiteitä on ja tutkimustuloksia on olemassa. Soderberg & Cook (1984) toteavat, että EMG:n ja voiman suhde on lineaarinen kun kyseessä on isometrinen työ ja lihaksen pituus on keskimittainen. Alkner et al (2000) ovat reisilihaksiin liittyvässä tutkimuksessaan todenneet, että voiman ja EMG:n suhde voi olla isometrisessä kuormituksessa lineaarinen tai epälineaarinen riippuen tarkasteltavasta lihaksesta. Epälineaarisuus voiman ja EMG:n suhteen voi johtua motoristen yksiköiden erilaisesta syttymistiheydestä, lihasmassan jakautumisesta elektrodin vaikutusalueella ja lihasspindelin inhibovasta vaikutuksesta α -motoneuroniin (<http://moon.ouhsc.edu/dthomps/pk/emg/emg.htm>). Joka tapauksessa yhteenvetona voidaan todeta, että voiman ja EMG:n välillä on korrelaatio joka on lineaarinen tai epälineaarinen (ks. Kuva 9)



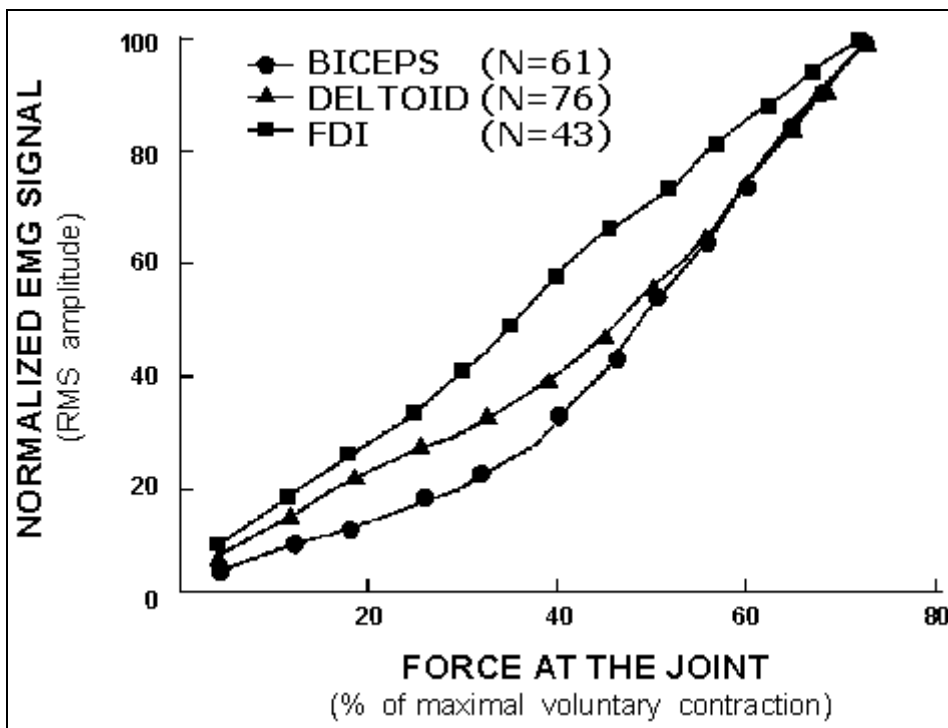
Kuva 9. Periaatekuva voiman ja EMG:n välisestä suhteesta. Lähde: <http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20>, Neuron Anatomy

Basmajian & De Luca (1985) mainitsevat, että voiman ja EMG:n suhde riippuu useista tekijöistä, kuten: lihaksesta ja sen fysiologisista ominaisuuksista, synergisten ja antagonistien lihasten osuudesta sekä motoristen yksiköiden eroista eri lihaksissa. EMG -signaalin amplitudin ominaisuuksiin vaikuttaa myös signaalin taltiointi (Basmajian & De Luca 1985). De Luca (1993) mainitsee, että voiman ja EMG:n väliseen suhteeseen vaikuttaa useat tekijät, jotka voidaan neutralisoida, jos elektrodi pysyy oikeassa paikassa ja elektrodin ja lihasfibreiden paikka pysyy vakiona. De Luca (1993) esittää kuvassa 10 EMG signaaliin vaikuttavia tekijöitä. De Luca (1993) mainitsee, että yksi ongelma EMG -signaalin ja voiman välisen suhteen määrittämisessä on muiden lihasten vaikutus tulokseen ”cross-talk”.

De Luca (1993) mainitsee, että voiman ja EMG:n kvantitatiivinen määrittäminen on mahdollista vain isometrisessä kuormituksessa, tosin silloinkin voiman ja EMG:n välinen suhde voi olla ongelmallinen (ks.kuva 11) Anisometrisessä, dynaamisessa kuormituksessa voiman ja EMG:n suhde ei pysy lineaarisena, eikä helposti tulkittavana koska elektrodin paikan muuttuminen suhteessa lihasfibereihin sekä voiman ja lihaksen pituuden välisen suhteen muuttuminen muuttaa voima -EMG suhdetta. De Luca (1993) mainitsee, että vaikuttavina tekijöinä ovat anatomiset, fysiologiset, mekaaniset ja elektroniset tekijät. Myös Behm (2005) mainitsee, että anisometrisessä suorituksessa mekaaniset, fysiologiset, anatomiset ja sähköiset ominaisuudet muuttuvat liikkeen mukana; voima-pituus ominaisuudet vaihtelevat epälineaarisesti; voima-nopeus tekijät vaikuttavat tulokseen; elastisen komponentin osuus sekä muuttuva momenttivarsi huomioitava. Behm (2005) toteaa, että voiman ja EMG -signaalin keskinäisen suhteen tarkastelussa haastavaa on saada vakaa signaali, mikä tarkoittaa sitä, että elektrodin pysyy oikeassa paikassa, ”cross-talk” saadaan eliminoitua ja lihasväsymys ei muuta signaalia. Trew & Everett (2001) pohtivat voiman ja EMG:n välistä suhdetta ja toteavat, että lineaarista voima - EMG tulosta voidaan käyttää niiden keskinäisen suhteen mittarina, kun taas epälineaarista tulosta ei voida käyttää luotettavasti. De Luca (1993) mainitsee, että anisometrisessä työssä kuormitusmallin tulisi olla lähellä isometristä kuormitusmallia, jolloin häiriötekijät voidaan sulkea pois ja tulos voidaan tulkita helpommin.

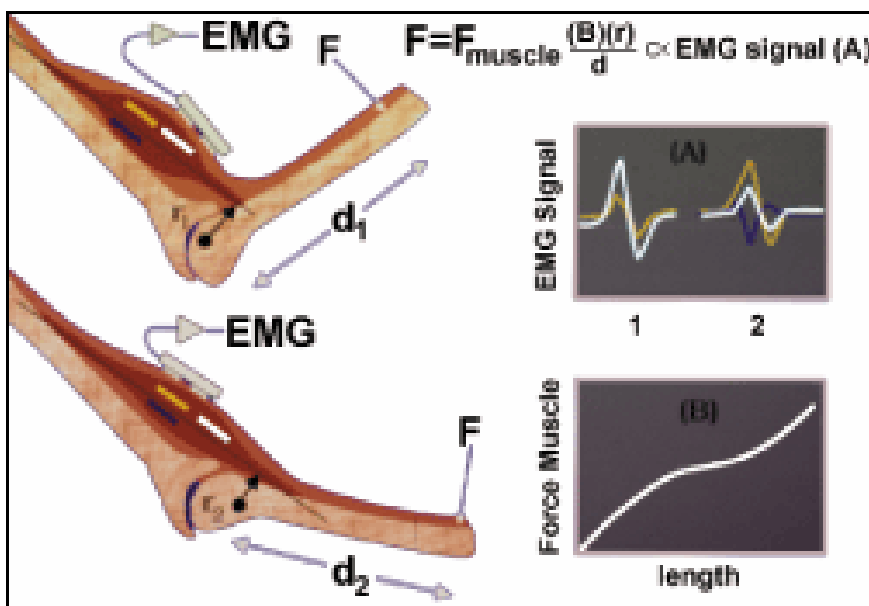


Kuva 10. EMG- signaaliin vaikuttavia tekijöitä. Lähde: De Luca 1993; Wartenweiler Memorial Lecture (The International Society for Biomechanics)



Kuva 11. Voiman ja EMG:n välinen suhde isometrisessä kuormituksessa. Lähde: De Luca 1993; Wartenweiler Memorial Lecture (The International Society for Biomechanics)

Vaikka usein todetaan voiman ja EMG -signaalin soveltuvuus isometrisiin suorituksiin, niin mittauksia voi käyttää menestyksekkäästi hyödyksi myös anisometrisessä, dynaamisessa kuormituksessa esimerkiksi alaraajojen liikkeissä (Basmajian & De Luca 1984). Tällöin pitää kuitenkin ottaa huomioon elektrodin muuttunut paikka suhteessa lihasfibereihin (Basmajian & DeLuca 1984). Perry (2005) toteaa, että voiman ja EMG:n välinen korrelaatio on olemassa, mutta dynaamisessa työssä se on kvasilineaarinen, mikä tarkoittaa sitä, että EMG:n ja voiman väliseen suhteeseen vaikuttaa useita tekijöitä, kuten liikkeen nopeus, lihaksen toiminta, ja nivelen asento. Perry (2005) mainitsee, että nivelkulma vaikuttaa siten, että momenttivarsi (ks. Kuva 12) sekä sarkomeerien pituus muuttuvat. De Luca (1993) toteaa, että voiman ja EMG:n välisen suhteen kvantitatiivinen mittaaminen anisometrisessä, dynaamisessa kuormituksessa pitäisi tehdä siten, että liike olisi suhteellisen pieni ja liikenopeus hidas.

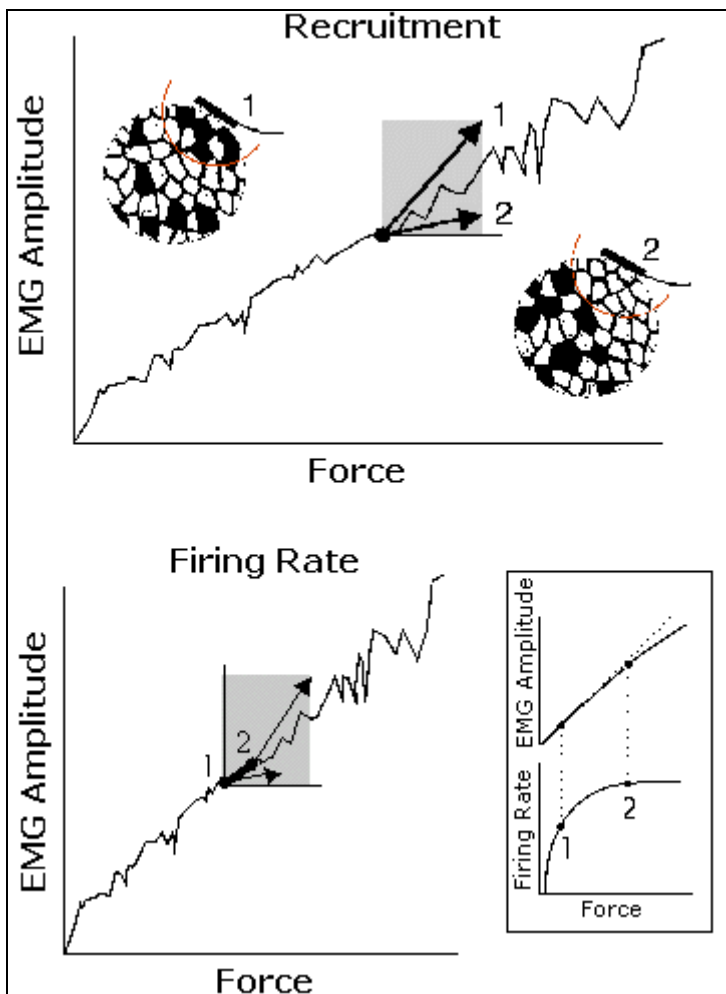


Kuva 12. Periaatekuva lihaspituuden ja EMG:n välisestä suhteesta. Lähde:

http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/moliver/Documents/Academic%20Courses/Lab4_W2005.htm

Jotta dynaamisessa työssä mitattu voiman ja EMG:n välinen suhde olisi tulkittavissa, pitää mittauksissa ja tulosten tulkinnassa ottaa huomioon, että lihaksen ominaisuudet, elektro-

dien sijainti, signaalin taltiointi ja lihasfibreiden ominaisuudet vaikuttavat tulokseen (Lawrence & De Luca 1983; Perry & Bekey 1981). De Luca (1993) toteaa, että voiman ja EMG:n väliseen suhteeseen vaikuttaa motoristen yksiköiden rekrytoituminen ja motoristen yksiköiden syttymistiheys. Vaikutukset voivat olla kuvan 13 mukaisia riippuen motoristen yksiköiden ominaisuuksista.



Kuva 13. Motoristen yksiköiden rekrytoitumisen ja niiden syttymistiheyden vaikutus voima-EMG kuvioon. Lähde: De Luca 1993; Wartenweiler Memorial Lecture (The International Society for Biomechanics)

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää, vaikuttavatko erilaiset polvisiteet hyppy- ja voimatu-
loksiin, ja mikä on vaikutuksen suuruus verrattuna alkuarvoihin ilman siteitä. Tutkimuksen
alatatavoitteina oli selvittää:

- 1 mitä tutkimustietoa asiasta on jo olemassa ja mitkä tekijät aikaisemmissa tutkimuk-
sissa selittävät niiden tulokset
- 2 kuinka paljon polvisiteet vaikuttivat tuloksiin
- 3 mikä vaikutus siteillä on hermolihasjärjestelmän (EMG) toimintaan

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää empiiristen hyppy, voima ja voima -EMG -testien
avulla polvisiteiden hyötyjä. Tutkimuksessa ei asetettu varsinaista tutkimushypoteesia,
mutta oletimme polvisiteistä olevan hyötyä maksimaalisessa suorituksessa, johtuen pol-
visiteiden kyvystä varastoida energiaa. Pää tarkoituksena oli selvittää erilaisten siteiden (si-
dottava side, tuubimallinen side) vaikutusta hermo-lihasjärjestelmän toimintaan sekä suori-
tuksen tulokseen. Tutkimus oli laadultaan case -tyyppinen, eksploratiivinen tarkastelu, jos-
sa ei edes pyritty selvittämään polvisiteiden absoluuttista hyötyä, vaan tutkimustulokseksi
riitti polvisiteiden suhteellisen hyödyn selvittäminen ja tieto siitä, vaikuttavatko siteet her-
mo-lihasjärjestelmän (EMG) toimintaan ja suoritukseen.

Tutkimuksen tavoite pyrittiin saavuttamaan kolmen erillisen mittaustapahtuman avulla se-
kä yhden, teknisen laboratoriokokeen avulla. Näistä menetelmistä kerrotaan kappaleessa 4.

4 TUTKIMUSMENETELMÄT

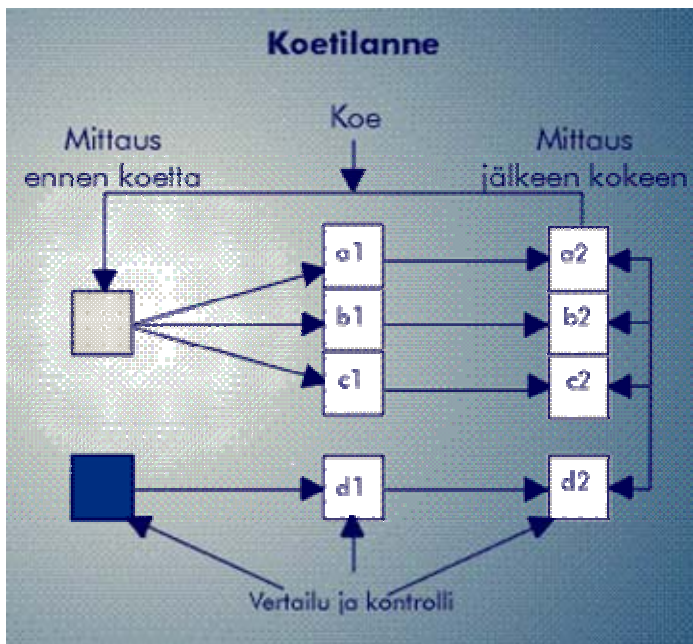
4.1 Tutkimusongelma

Tutkimusongelmana oli määrittää polvisiteiden hyöty voimasuorituksessa. Tutkimusongelma voidaan jakaa kahteen osaan: 1) mitä mekaanista hyötyä polvisiteistä voisi olla, ja kuinka suuri hyöty on, 2) mitä hyötyä polvisiteistä on hermoston (reseptoreiden) toiminnassa ja lihasten aktivaatiotasossa.

Taustaa tutkimusmenetelmästä ja tutkimusotteesta

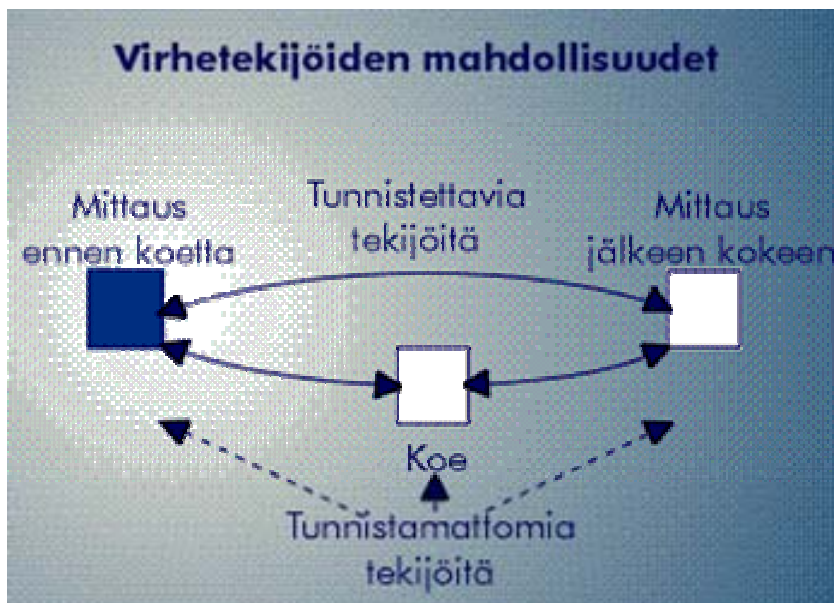
Tutkimusmenetelmänä olivat kokeelliset testit, joissa saatiin käsiteltävä empiirinen aineisto. Tulosten tulkinta tehtiin pääsääntöisesti positivismin sääntöjen mukaan eli luotettiin saatuihin empiirisiin tutkimustuloksiin. Tältä osin voidaan sanoa, että tutkimusotteena on kartoittava, exploratiivinen tutkimusote, jossa tavoitteena on kartoittaa ilmiön ominaisuuksia. Toisaalta voisi olettaa, että tutkimusote olisi voinut olla positivismin hengen mukaisesti myös nomoteettinen (johdonmukaisuuksia säättävä) sillä varauksella kuitenkin, että se on hyväksytty luonnontieteellisessä tutkimuksessa. Tällöin kuitenkin tutkittavan materiaalin määrän olisi pitäisi olla edustava, jotta yhtenäisten piirteiden määrittäminen, eli johdonmukaisuuksien löytäminen olisi ollut validoitavissa.

Joka tapauksessa tutkimusstrategiana on ollut kokeellinen testi, jossa selvitettiin yhden muuttujan (polvisiteiden) vaikutusta voimaan ja EMG:en (kuva 14). ”Tutkimusstrategioita on periaatteessa kolmentyyppisiä. Kokeellisessa tutkimuksessa mitataan yhden käsitteellisen muuttujan vaikutusta toiseen muuttujaan. Tämä tutkimusote sisältää tavallisesti hypoteesien testaamista ja harkittua muuttujien systemaattista varioimista erilaisissa olosuhteissa” (www.metodix.com). Johtopäätöksissä ja tulosten tulkinnassa on kuitenkin testin tekijöiden päättelyyn perustuvia ajatuksia, joten siltä osin johtopäätökset ovat hermeneuttisia.



Kuva 14. Periaatteellinen kuva kokeellisesta tutkimuksesta. (Lähde: www.metodix.com, Pirkko Anttila, 1999)

Kokeellisessa testissä tulee huomioida erityisesti koetulosten luotettavuus, mittaustapah-
tuman virheettömyys sekä mittauslaitteiden oikeellisuus. Anttilan (1999) mukaan avainsa-
na on kontrolli. ”Virhetekijän mukanaolo kokeessa muodostuu helposti moninkertaiseksi
vahingoksi. Pahimmassa tapauksessa virhetekijää ei havaita ja virheellistä koetulosta käy-
tetään päätelmien ja jatkokokeiden perustana. Kokeiden tekijän olisikin tarkistettava käy-
tettyjen materiaalien oikeellisuus, laitteiden oikeat säädöt sekä tehdyt laskutoimitukset
huolellisesti. Jylhä-Vuorio 1992 ” (Anttila 1999). Virhetekijöiden huomioon ottamista voi-
daan kuvata Anttilan (1999) esittämällä kuvalla (kuva 15), jossa on esitetty virheiden liit-
tyminen koeasetelmaan.



Kuva 15. Virhetekijöiden mahdollisuus koetilanteessa. (Lähde: www.metodix.com, Pirkko Anttila 1999)

Suorittamassamme tutkimuksessa oli klassinen koasetelma, jossa yhden muuttujan vaikutusta, tässä tapauksessa polvisiteitä, verrattiin saatuihin mittaustuloksiin. Jos yhtäaikaaisesti tutkittavia muuttujia olisi ollut enemmän, esimerkiksi polvisiteet + nilkkatuot, olisimme joutuneet tekemään erilaisen analyysin, jossa muuttujien yhteisvaikutus huomioidaan.

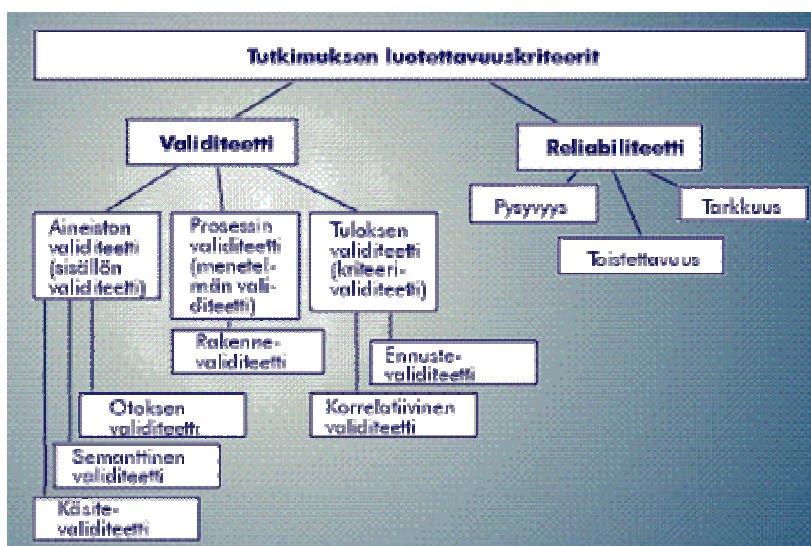
”Klassisessa koetilanteessa kaikki kyseeseen tulevat muuttujat pidetään vakioina, paitsi yksittäinen koemuuttuja, jota käsitellään tai jonka annetaan vaihdella. Kehittyneiden monimuuttujamenetelmien avulla, esimerkiksi faktorianalyysin tai varianssianalyysin menetelmin, voidaan käsitellä useampia kuin yhtä koemuuttujaa ja kohdemuuttujaa kerrallaan. Näin voidaan päästä rinnakkaiseen tarkasteluun, jossa tarkastellaan, miten riippumaton päämuuttuja (koemuuttuja) vaikuttaa tulokseen (riippuviin muuttujiin), mikä on luokittelumuuttujien samanaikainen varianssi, mikä on jonkin tietyn riippuvien ja riippumattomien muuttujien joukon välinen yhteisvaikutus.” (Anttila 1999).

Tutkimusmenetelmäksi ja käytettäviksi tutkimuslaitteistoksi valitsimme Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella yleisesti käytössä olevat laitteet eli kontaktimaton ja isometrisen voimapankin. Nämä laitteet ovat testattuja ja niissä toteutetut aikaisemmat tes-

tit ovat olleet validiteetiltaan ja reliabiliteetiltaan luotettavia. Tutkimusmenetelmän validiteetti ja reliabiliteetti ovat merkittäviä tutkimuksen lopputuloksen kannalta ja tutkimuksen tulosten yleisen hyväksymisen kannalta. Validiteettikäsite on monitahoinen ja se voi liittyä aineiston, prosessin ja tuloksen validiteettiin. Reliabiliteetilla tarkoitetaan tutkimuksen tai mittauksen pysyvyyttä eli voidaanko mittaus / koe toistaa ja saada samoja tuloksia samoilla lähtöarvoilla. Myös mittauksen tarkkuus ja valittava asteikko on merkittävä, ja ne tulee valita tutkittavan / mitattavan ilmiön perusteella siten, että saatavat tulokset ovat vertailukelpoisia keskenään, ja verrattavissa myös yleisesti tunnettuihin arvoihin. Kuvassa 16 on esitetty tutkimuksen validiteetin ja reliabiliteetin suhde tutkimuksen luotettavuuteen.

Tutkimusmenetelmän ja tutkimusstrategian valinnasta voisi yhteenvetona todeta, että oleellista on tutkimusasetelman / tutkimusstrategian validiteetti. Käytännössä se tarkoittaa sitä, että mitataan oikeaa ilmiötä oikeilla välineillä ja käytetään ilmiön tutkimiseen soveltuvia mitta-asteikkoja sekä yleisesti hyväksytyjä periaatteita.

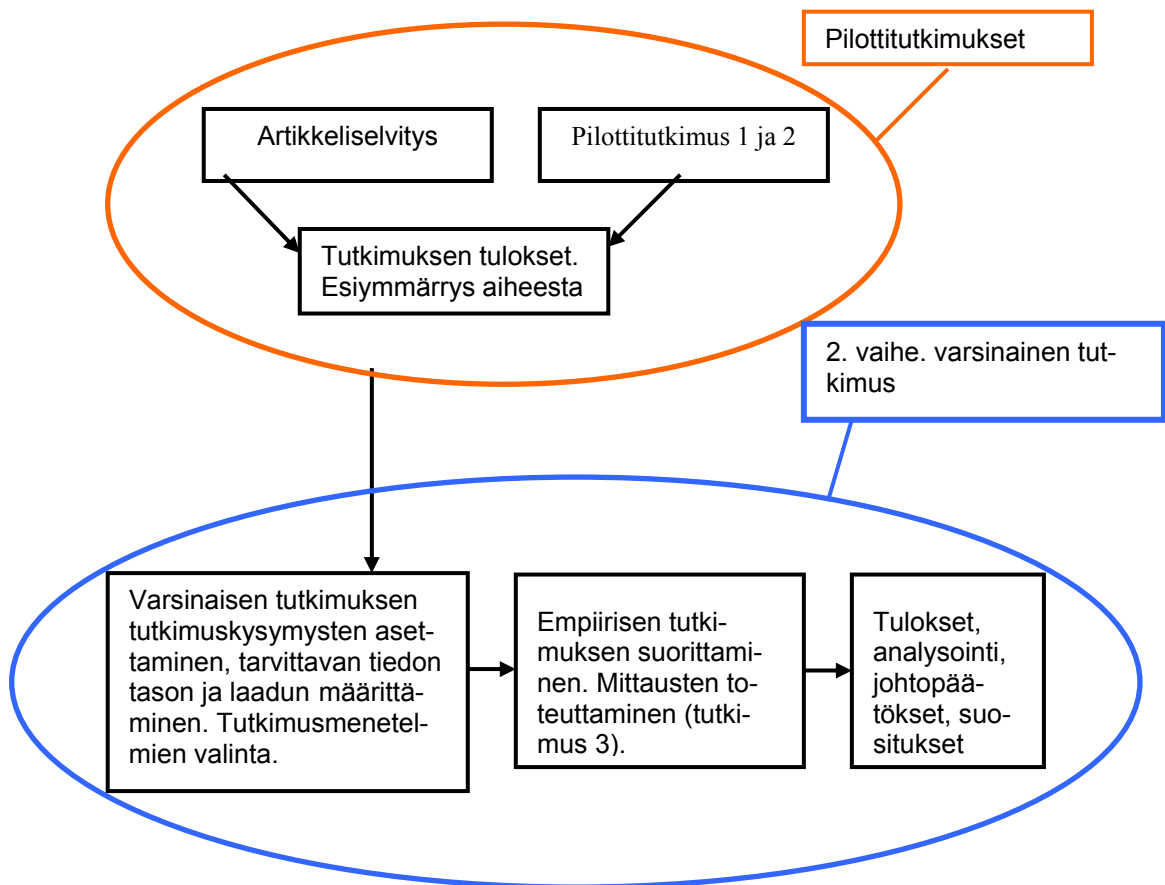
” Validiteetin kannalta ei useinkaan ole keskeisintä ryhtyä pohtimaan sitä, millä - kuinka valideilla - mittareilla tuloksia saadaan, vaan aivan ensimmäiseksi miettiä sitä, millainen tutkimuksen strategia on validi. Tutkimustyössä käytetty menetelmä ei itsessään johda tietoon, vaan menetelmä on valittava sen mukaan, millaista tietoa halutaan.” (Anttila 1999)



Kuva 16. Tutkimuksen validiteetin ja reliabiliteetin yleiset periaatteet. (Lähde: www.metodix.com, Pirkko Anttila 1999)

4.2 Tutkimusasetelma

Tutkimus suoritettiin kolmessa vaiheessa siten, että suoritettiin pilottitutkimukset sekä polvisiteiden mekaanisen voiman osalta että polvisiteiden vaikutuksesta hermolihasjärjestelmään. Pilottitutkimukset toimivat esiymmärryksenä varsinaiselle tutkimukselle, jossa mitattiin polvisiteiden vaikutusta hermolihasjärjestelmään ajan ja voiman funktiona. Tutkimuksen asetelma noudattaa kuvan 17 mukaista asetelmaa



Kuva 17. tutkimusasetelma

Tutkimusasetelma koostui tutkittavista polvisiteistä ja niiden vertaamisesta suorituksiin, joissa ei käytetty mitään apuvälineitä. Testattavina välineinä olivat idealsiteet, idealsiteet teipillä vahvistettuna ja kangassiteet (kuvat 18 ja 19). Tiedot testissä käytettyjen materiaalien ominaisuuksista löytyy tämä tutkimuksen kappaleesta 4.4. Materiaalit. Näillä kaikilla

välineillä suoritettiin molemmissa mittauslaitteissa 3 suoritusta molemmilla kulmarvoilla, joten yhden koehenkilön suorituksia oli kaikkiaan 48 kappaletta. Oheinen taulukko 2 valaisee alkuasetelmaa. Hyppy suoritettiin molempien jalkojen yhtäaikaisella ponnistuksella.

Taulukko 2. Tutkimusasetelman suoritukset

Apuväline	Testattava ominaisuus	Mittauslaite	Suorituskulma	Suorituskerrat	Testihenkilöt
ei välineitä	nousukorkeus	kontaktimatto	70 astetta	3	2
ei välineitä	nousukorkeus	kontaktimatto	90 astetta	3	2
ei välineitä	isometrinen voima	voimapenkki	70 astetta	3	2
ei välineitä	isometrinen voima	voimapenkki	90 astetta	3	2
idealside	nousukorkeus	kontaktimatto	70 astetta	3	2
idealside	nousukorkeus	kontaktimatto	90 astetta	3	2
idealside	isometrinen voima	voimapenkki	70 astetta	3	2
idealside	isometrinen voima	voimapenkki	90 astetta	3	2
idealside+teipit	nousukorkeus	kontaktimatto	70 astetta	3	2
idealside+teipit	nousukorkeus	kontaktimatto	90 astetta	3	2
idealside+teipit	isometrinen voima	voimapenkki	70 astetta	3	2
idealside+teipit	isometrinen voima	voimapenkki	90 astetta	3	2
kangassiteet	nousukorkeus	kontaktimatto	70 astetta	3	2
kangassiteet	nousukorkeus	kontaktimatto	90 astetta	3	2
kangassiteet	isometrinen voima	voimapenkki	70 astetta	3	2
kangassiteet	isometrinen voima	voimapenkki	90 astetta	3	2

4.3 Polvisiteiden vaikutusten määrittäminen

Tutkimus suoritettiin kahdessa vaiheessa. Ensimmäisessä vaiheessa selvitettiin povisiteiden mekaanisten ominaisuuksien vaikutusta voimaan, ja toisessa vaiheessa selvitettiin polvisiteiden vaikutusta hermo - lihasjärjestelmän toimivuuteen ajan ja voiman funktiona. Ensimmäinen vaihe, siteiden mekaaninen voiman, toteutettiin Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen laboratoriossa. Koehenkilöinä toimivat kaksi koehenkilöä. Molemmilla

koehenkilöillä on aiempi tausta voimaharjoittelusta sekä polvisiteiden käytöstä. Molemmat koehenkilöt olivat iältään 35–40 -vuotiaita. Pituudeltaan noin 180 cm ja painoltaan noin 100–110 kg.

Tutkimus suoritettiin käyttämällä liikuntabiologian laitoksen mittausvälineitä. Välineiksi valittiin lentoaikaa mittaava kontaktimatto (kuva 20) sekä staattista isometristä voimaa mittaava voimapenkki (kuva 21). Tutkimus suoritettiin polven kahdella eri nivelkulmalla, 70 astetta ja 90 astetta. Poiketen yleisestä biomekaniikan mittauskäytännöstä, tässä testissä jalan ollessa suorana määriteltiin polven kulman olevan 0 astetta. Suorituksissa käytettävä kulma mitattiin goniometrillä puristustestissä ja hyppytestissä kokeen valvoja antoi hyppyluvan kun oikea kulma saavutettiin. Hyppytestissä ensimmäisten hyppyjen osalta kulma varmistettiin goniometrillä ja seuraavien hyppyjen osalta kokeen valvoja varmisti polvikulman silmämääräisesti. Isometrissä puristustestissä testilaitteisto säädettiin koehenkilön mukaan siten, että polvikulma oli vakio 90-asteen ja 70-asteen suorituksissa.

Tutkimuksessa käytettävät alkuarvot saatiin suorittamalla molempien koehenkilöiden osalta koesarjat ilman apuvälineitä. Näitä arvoja pidettiin lähtökohta-arvoina, joihin saatuja tuloksia verrattiin. Apuvälineiden käytön osalta pyrittiin vakioimaan niiden kiinnittäminen siten, että kiinnittäessä koehenkilön jalat olivat polven osalta lähes suorassa, noin 10 asteen kulmassa. Käytettävät siteet kiinnitettiin siten, että tiukkuus pyrittiin jokaisen välineen kohdalla saamaan samanlaiseksi. Siteet laitettiin molempiin jalkoihin samalla tavalla, eli side kierrettiin jalkaan alhaalta säärestä lähtien kohti reittä. Side kattoi jalan pituudesta noin 25 cm matkan ja sitominen tehtiin siten, että side limittyi aina edellisen kerroksen kanssa noin 30 – 40 % siteen leveydestä arvioituna. Sidostapa oli horisontaalinen, jos vertailuasteikkona käytetään Harmanin ja Frykmanin (1990) artikkelissa kuvattua diagonaalista sidontatapaa.

Tutkimuksen suorittamisessa ei huomioitu koehenkilöiden väsymistekijää, koska arvioimme sen olevan kuitenkin vähäinen, sillä liikkeen tekeminen kesti vain lyhyen aikaa. Jokaisen suorituksen välissä koehenkilöllä oli mahdollisuus levätä tarvittava aika, jotta seuraava suoritus olisi maksimaalinen. Sekä hypyissä että staattisessa puristuksessa suoritukset py-

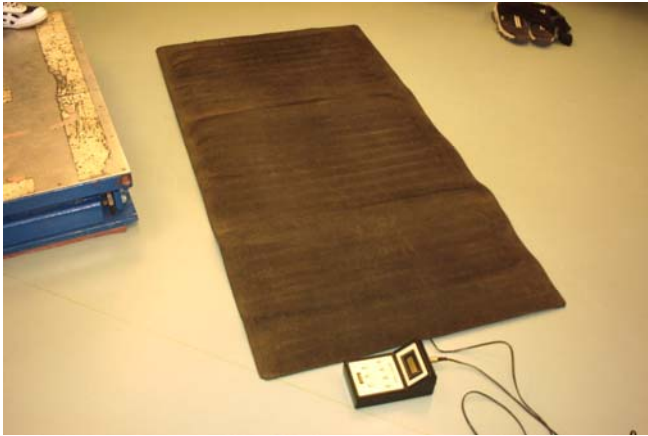
rittiin vakioimaan siten, että suoritukset olivat aina samanlaisia ja toisiinsa verrattavissa olevia. Täysin absoluuttisesti samanlaisten suoritusten tekeminen on vaikeaa, mutta vakioimalla esim. hyppytapa saavutettiin tulosten verrattavuus.



Kuva 18. Testattavat materiaalit



Kuva 19. Teipillä vahvistetut polvisiteet ja goniometri



Kuva 20. Kontaktimatto + näyttö



Kuva 21. Isometrisen voiman mittauksessa käytetty penkki Jyväskylän yliopiston liikunta-biologian laitoksella

Tutkimuksen toinen vaihe toteutettiin Pirkanmaan ammattikorkeakoulun tiloissa Tampereella. Tutkimuslaitteina olivat Techno Gymin (Italia) valmistava vaakatasossa toimiva jalakaprässi sekä Mega Electronics LTD:n (kuopio suomi) valmistama EMG:n mittauslaite. Tutkimuksen toinen vaihe jaettiin kahteen osaan; pilottivaiheeseen ja varsinaiseen mittausvaiheeseen. Pilottivaiheen tavoitteena oli selvittää koasetelman toimivuutta ja varmistaa, että koe voidaan suorittaa. Pilottivaiheeseen osallistui kaksi koehenkilöä ja molemmat tekivät 8 submaksimaalista suoritusta. Pilottivaiheen mittauksissa ei tehty voimasignaalin mittausta, koska laitteessa ei ollut siihen optiota. Pilottivaiheen mittaustulokset ja havainnot on esitetty luvussa 5 *Tulokset*.

Hermolihasjärjestelmän toimivuuden mittaamisen toisessa vaiheessa suoritimme mittauksen samanlaisella mittausasetelmalla kuin pilottimittauksissakin, tosin sillä erolla, että tässä mittauksessa mitattiin myös voimasignaalia ajan ja EMG:n funktiona. Suoritukset tehtiin submaksimaalisesti, koska tavoitteena oli saada selville polvisiteiden suhteellinen vaikutus EMG:en tietyllä kuormalla. Koska kyseessä on konseptuaalinen työ ja tavoitteena on selvittää polvisiteiden vaikutusta, emme pitäneet merkityksellisenä testata siteitä maksimaalisessa isometrisessä tai dynaamisessa työssä. Hermolihasjärjestelmän toimivuuden mittaus tulokset on esitetty luvussa 5 *Tulokset*.

4.4 Käytettyjen materiaalien ominaisuudet ja testilaitteistot

Testasimme käyttämiemme materiaalien ominaisuuksia Tampereen ammattikorkeakoulun tekstiililaboratoriossa. Testattavana ominaisuutena oli siteiden kuormitus – venymä ominaisuuksien määrittäminen ja murtumispisteen määrittäminen. Koe suoritettiin kangasmateriaalien koestukseen tarkoitettulla vetokoneella. Testissä käytetyn ilmastointiteipin (eng. duct tape) osalta hankittiin myös tietoa teipin valmistajalta (ks.liite).

Vetokoe suoritettiin standardien mukaisesti ja laitteet kalibroitiin ennen testiä. Testattavat materiaalit esivalmisteltiin siten, että niitä säilytettiin 96 tuntia 65 % suhteellisessa kosteudessa 20 asteen lämpötilassa. Standardin mukaan näytekappaleiden minimi säilytysaika ko. olosuhteissa ennen testiä on 24 tuntia. Vetokoe suoritettiin saksalaisvalmisteisella vetokoneella, joka on suunniteltu kankaiden ja lankojen murtovoima – venymäarvojen määrittämiseen. Kaikki vetokokeet tehtiin vetämällä tutkittavaa kangasta pituussuuntaan. Testattavien koepalojen alkumitta oli standardin mukaisesti 100 mm. Laitteen tuottama venytysnopeus oli säädetty standardin mukaisesti siten, että nopeus oli 100 mm minuutissa. Vetokone ja siihen liittyvä näyttöpäätte on esitetty kuvissa 22 ja 23.

Testattavat koepalat asetettiin vetokoneen leukojen väliin ja vetotesti käynnistettiin. Laite piirsi murtovoima – venymäkäyrän jokaisen testattavan materiaalin osalta. Tulokset ovat esitetty tässä raportissa. Testattavien koepalojen asettaminen laitteeseen suoritettiin siten, että idealsiteen ja idealsiteen + teippi osalta jouduimme kääntämään testattavan näytepalan

kaksinkerroin, koska muutoin se ei olisi mahtunut laitteen leukojen väliin. Emme lähteet leikkaamaan testattavaa materiaalia pienemmäksi, koska silloin materiaalin ominaisuudet olisivat muuttuneet ja tulos olisi ollut virheellinen. Taitetun materiaalin tehollinen poikkeileikkauspinta – ala on taitettuna kuitenkin sama kuin materiaalin ollessa suorana. Johtopäätöksenä voimme todeta, että materiaalin taittaminen kaksinkerroin ei tuo tulokseen merkittävää virhettä, poikkeuksena idealsiteen + teipin kuormituskuva, joka kaipaa vähän lisäselvitystä.

Vetokokeissa tyydyimme yhteen vetosuoritukseen testattavaa materiaalia kohden. Laboratorion henkilökunta kertoi, että standardin mukaisen tuloksen saamiseksi pitäisi tehdä sarja vetokokeita. Tyydyimme yksiiin suoritukseen siitä syystä, että testatut materiaalit olivat homogeenisia, eikä niissä ollut näkyvillä mitään sellaista, että olisi ollut syytä epäillä niiden kestävyystuloksien suurta hajontaa. Tilanne olisi ollut erilainen, jos testattavat materiaalit olisivat sisältäneet ompeleita, tikkauksia tai reunanauhoja.



Kuva 22. Vetokoneen graafinen näyttö Tampereen ammattikorkeakoulun tekstiililaboratoriossa.



Kuva 23. Vetokone toiminnassa. Testattavana materiaalina idealside + teippi

Vetokokeen tarkoituksena oli saada tietoa testissä käytettyiden materiaalien ominaisuuksista, ja selvittää onko materiaaleilla kausaali- ja korrelaatio suhde saatuihin tuloksiin. Testattavat materiaalit olivat mitoiltaan ja ominaisuuksiltaan taulukon 3 mukaiset.

Taulukko 3. Testeissä käytettyjen materiaalien ominaisuuksia

Testissä käytetty materiaali	Tuotenimi	Pituus	Leveys	Paksuus
Idealside	Hansaplast 45359 E	2,3 m	100 mm	1 mm
Kangasside	Falcon ?	2,6 m	50 mm	1 mm
Teippi	Scotch Duct Tape	2,6 m	48 mm	0,19 mm

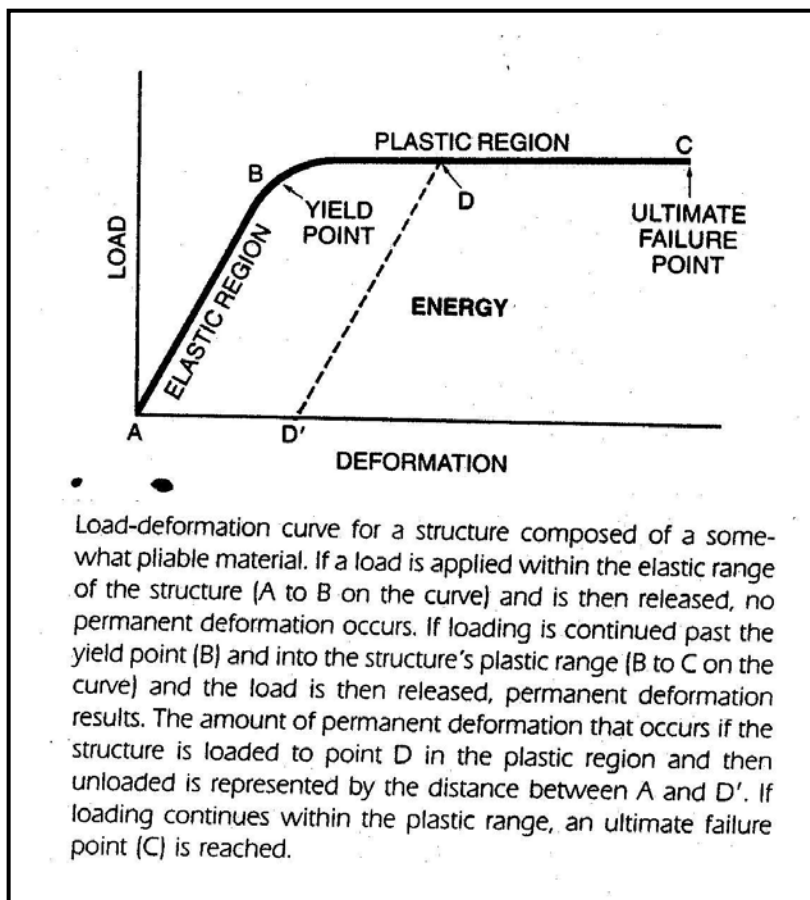
Testissä käytettävät materiaalit olivat normaaleja kaupasta tai apteekista saatavia materiaaleja. Halusimme käyttää testissä tavallisia materiaaleja ja katsoa olisiko niillä vaikutusta tulokseen. Valitsimme tarkoituksella hyvin ”löysän” idealsiteen, jonka venymä oli hyvin suuri jo pienellä kuormalla. Kangassiteitä käytimme käytettyjä nyrkkeilijän käsisiteitä, jotka olivat ominaisuudeltaan melko venymättömät. Teippinä käytimme normaalia ”ilmasointiteippiä”, jota on saatavilla mistä tahansa.

Yleisesti kiinnostava, testattava ilmiö oli materiaalin elastisuus ja kestävyys. Materiaalin ominaisuuksiin kuuluu sen jakautuminen elastiseen alueeseen ja plastiseen alueeseen. Elastisella alueella aine toimii jousen tavoin ja palautuu pääosin. Plastisella alueella materiaalin rakenneominaisuudet muuttuvat ja materiaali ei enää palaa jännityksen jälkeen alkuperäiseen muotoonsa / pituuteen (kuva 24).

Materiaalien elastisuusominaisuudet ilmenevät myös biologisten kudosten, kuten jänteiden ja nivelsiteiden osalta. Sekä jänteitä ja nivelsiteitä voidaan venyttää ja niillä voidaan myös määrittää elastiset ja plastiset alueet sekä kimmomoduli (E), joka on jännityksen δ ja venymän ϵ suhde (kuva 25). Esimerkiksi voisi mainita, että ihmisen jänteen keskiarvoinen kimmomoduli on 1,5 GPa (Enoka 2002). Vertailun vuoksi oheisessa taulukossa 4 on esitetty joidenkin polymeerimateriaalien kimmomodularvoja.

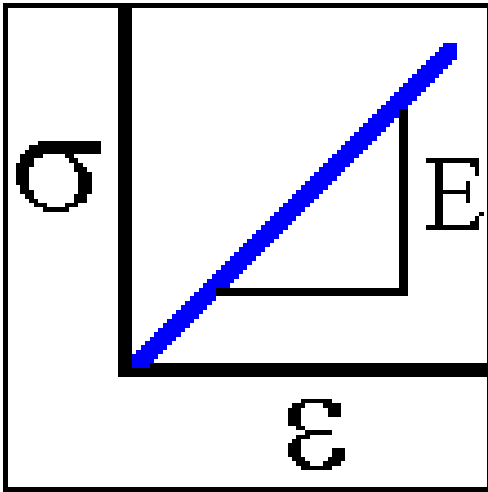
Taulukko 4. Polymeerimateriaalien kimmomodularvoja. Lähde: Cornell University

Material	Modulus (GPa)
Polyimides	3 - 5
Polyesters	1 - 5
Nylon	2 - 4
Polystyrene	3 - 3.4
Polyethylene	0.2 - 0.7
Rubbers	0.01-0.1
Rubbers	0.01-0.1

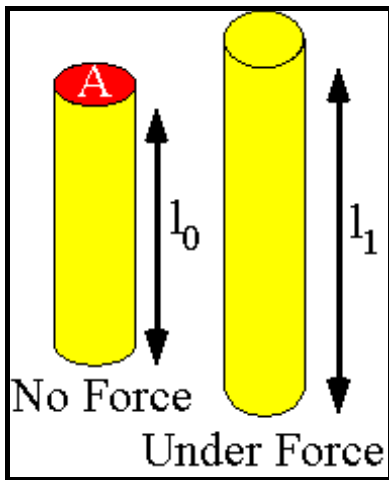


Kuva 24. Materiaalin elastinen ja plastinen alue. Lähde: E.W.Brown, Michigan State University, Department of Kinesiology

Materiaaliin kohdistuva jännitys voidaan edelleen kirjoittaa muotoon $\delta = F/A$ eli voima pinta – alaa kohden. Vastaavasti venymä ϵ voidaan kirjoittaa muotoon $\epsilon = (L1-L0) / L0$, missä $L0$ on alkumitta ja $L1$ on venytetty mitta (ks. kuva 26). (Cornell University 2004)



Kuva 25. Kimmomoduli E :n määrittäminen jännityksen ja venymän funktiona. Lähde: Cornell University

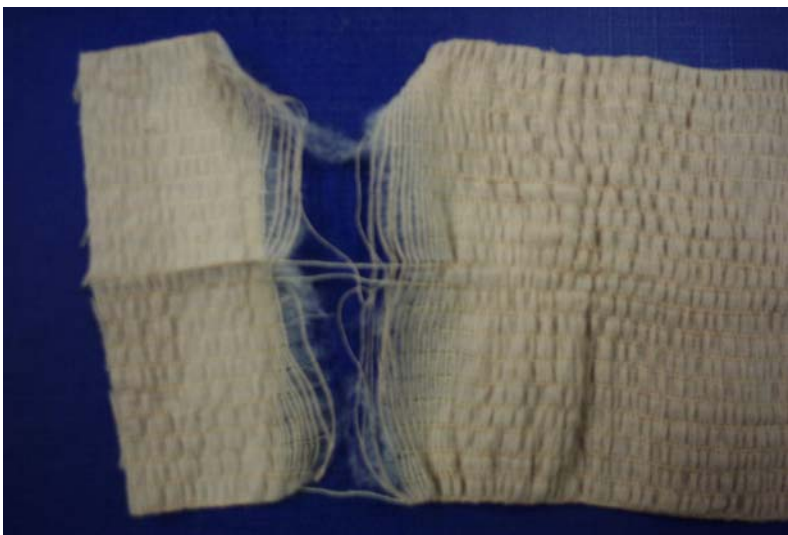


Kuva 26. Voiman aiheuttama materiaalin venymä, periaatekuva. Lähde: Cornell University

Suorittamassamme testissä testasimme tekstiilimateriaalien murtovoima ja – venymäominaisuuksia, emmekä huomioineet materiaalien pysyviä muodonmuutoksia, virumista tai plastisuutta. Tämän tyyppinen materiaalitestausta olisi vaatinut lisäyksen testausasetelmaan, eikä se olisi antanut lisäselvitystä tälle tutkimukselle. Tilanne on toisenlainen, jos tutkittavana olisi pitkittäistutkimuksena polvisiteiden hyöty, jossa voidaan osoittaa, että polvisiteiden elastisuuden häviäminen käytön aikana lisää polvivammojen riskiä ja heikentää tuloksia.

Idealsiteiden ominaisuudet

Materiaalien ominaisuuksia voi kommentoida siten, että idealsiteiden venymä kuormituskokeen alkuvaiheessa oli varsin suuri jo pienelläkin voimalla. Liitteessä olevasta kuvaajasta voi lukea, että materiaali venyi 10 mm silloin kun vetävä voima oli vain 0,7 N. Vastavasti 150 N voimalla venymä on ollut jo noin 170 mm, ja 200 N voimalla venymä on ollut noin 183 mm. Materiaalin suurin venymä ennen murtumista on ollut 208,6 mm, jolloin voima on ollut 347,6 N. Kuvassa 20 on esitetty idealside vetokokeen jälkeen. Kuvasta 27 ja liitteessä olevista mittaustuloksista voi päätellä, että idealsiteen rakenne myötäsi ja kudokset / langat antoivat periksi materiaalin reunasta alkaen.



Kuva 27. Idealside vetokokeen jälkeen

Kangassiteiden ominaisuudet

Kangassiteiden osalta tilanne oli toisenlainen verrattuna idealsiteisiin. Kangassiteiden materiaali oli melko venymätöntä ”ristikudos” –tyyppistä materiaalia. Kuvasta 28 ja liitteessä olevista tuloksista voi havaita, että pienillä voimilla kangas ei venynyt juuri lainkaan. Esimerkiksi 10 mm (FR1), 20 mm (FR2) ja 30 mm (FR3) venymää ei voitu määrittää. Vastaavasti idealsiteet osalta vastaavat lukemat tulivat hyvin pienillä voimilla. Kangassiteiden osalta voidaan havaita, että 100 N voimalla (LA1) venymä on ollut vain 9,3 mm. Vastaavasti 150 N voimalla (LA2) venymä on ollut noin 10,2 mm, ja 200 N voimalla (LA3) venymä on ollut noin 10,9 mm. Kangassiteen murtovoima on ollut peräti 656,2 N ja sillä arvolla saatu venymä on ollut noin 15,8 mm. Kuva kangassiteestä venymäkokeen jälkeen on esitetty kuvassa 40 sivulla 58. Kangasside käyttäytyi murtumisen osalta kuten idealside, eli murtuminen alkoi materiaalin reunasta ja eteni nopeasti sen jälkeen kun se oli lähtenyt alkuun.



Kuva 28. Kangasside voima – venymäkokeen jälkeen

Idealsiteen + teipin ominaisuudet

Kuormituskuvista (ks.liite) ehkä mielenkiintoisin ja vaikein tulkittava on idealsiteen ja teipin yhdistelmä, jossa esiintyy kaksi kuormitushuippua, joista aikaisempi on pienempi kuin jälkimmäinen. Kaksoiskuvaaja johtuu siitä, että taitettuna olleen siteen toinen puoli hajosi

ensin, mutta teippi oli sitkeä ja kesti, vaikka idealside oli jo hajalla. Siitä johtuen jälkimmäinen kuvaaja on taitettuna olleen teipin ja idealsiteen toisen puolen kestävyuden kuvaaja. Tuloksessa on mielenkiintoista materiaalin murtovoima, joka oli peräti 605,5 N venymän ollessa 110,3 mm. Teippi siis pudotti idealsiteen venymän puoleen ja lisäsi kestoja noin 250 N. Valmistaja antaa pelkälle teipille murtovoimaksi 385 N, joten siinä suhteessa tuloksemme on suuruusluokaltaan oikea. Saadusta kuvaajasta voisi vielä poimia muutamia arvoja. Vetokokeessa 100 N voimalla (LA1) venymä on ollut 14,4 mm. Vastaavasti 150 N voimalla (LA2) venymä on ollut noin 17 mm, ja 200 N voimalla (LA3) venymä on ollut noin 19,7 mm. Vastaavasti 50 mm venymäarvo (FR1) on saavutettu 182,3 N voimalla, ja 100 mm venymäarvo (FR2) on saavutettu noin 508 N voimalla. Oheisena kuva 29 idealsiteestä + teipistä vetokokeen jälkeen.

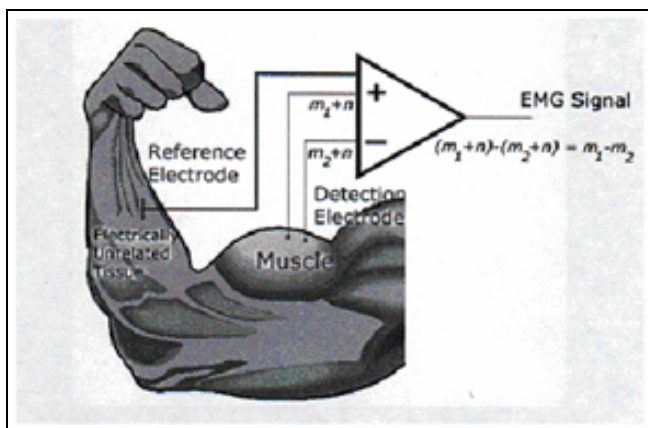


Kuva 29. Idealside + teippi vetokokeen jälkeen.

4.5 EMG:n ja voiman mittaamisen menetelmät

Tässä tutkimuksessa elektrodin paikan ja lihasfibereiden sijainnin muuttuminen ei aiheuta ongelmaa, koska tavoitteena oli selvittää polvisiteiden suhteellista hyötyä. Jotta polvisiteiden elastisuuden vaikutus tuli esille, työ toteutettiin dynaamisella submaksimaalisella kuormalla. Tällä asetelmalla vertailtiin alkuasetelmaa (ei polvisidettä) loppuasetelmaan

(polviside) ja lopputuloksena saatiin havainnot polvisiteen vaikutuksesta voimaan ja EMG:en. Tässä työssä ei myöskään huomioitu lihasväsymyksen roolia siten, että sen olisi oletettu vaikuttavan EMG -aktiivisuuteen. Gandevia (2001) on tutkinut lihasväsymystä (eng.fatigue) ja mainitsee, että voiman vähenemiseen ja EMG arvoihin vaikuttavat lihaksen perifeeriset ominaisuudet sekä spinaaliset ja supraspinaaliset tekijät. Tässä työssä mittaukset toteutettiin yleisen käytännön mukaisesti bipolarisella mittaustavalla kuvan 30 mukaisesti. (ks. esim. Basmajian & De Luca 1985; Merletti & Hermens 2000; SENIAM 2005)

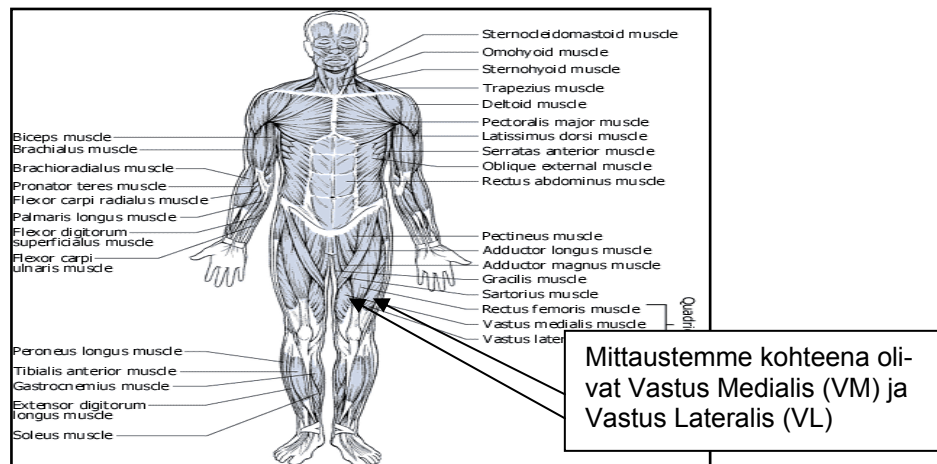


Kuva 30. Bipolarinen mittaasetelma. Lähde:

http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/moliver/Documents/Academic%20Courses/Lab4_W2005.htm

4.5.1 EMG -pilottimittauksen menetelmät

Pilottimittauksen tavoitteena oli testata polvisiteiden vaikutusta koehenkilöiden lihasaktivaatioon vastus medialiksen (VM) ja vastus lateraliksen (VL) osalta (ks. Kuva 31). Testattavaksi siteiksi valittiin 2 erilaista polvisidettä. Testiin osallistui kaksi miespuolista koehenkilöä, iältään noin 28 -vuotiaita, pituudeltaan 182–185 cm ja painoltaan noin 80 kg. Molemmilla koehenkilöillä oli urheilutausta. Tässä pilottitestissä emme mitanneet voimasignaalia, vaan tavoitteena oli verifioida koeasetelman toimivuutta ja alustavasti todeta, onko polvisiteillä mitään vaikutusta hermolihaskäytännön toimivuuteen.



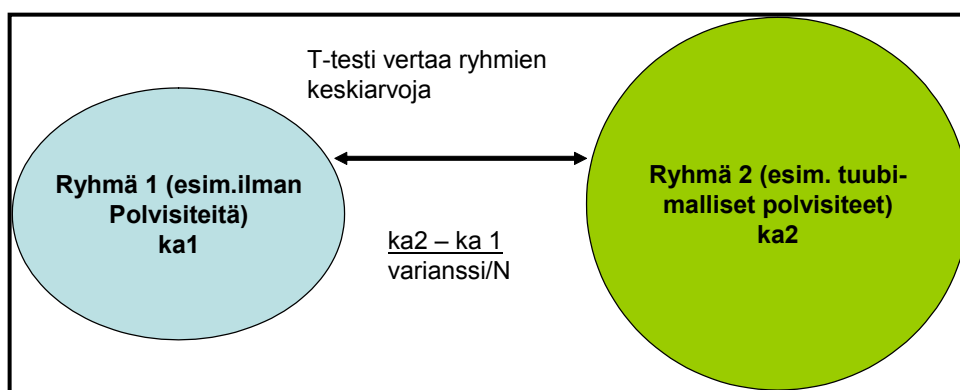
Kuva 31. Lähde: <http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20,NeuronAnatomy>

Tilastolliset analyysimenetelmät

Pilottitestin tuloksia käsiteltiin tilastollisesti f-testin ja t-testin avulla. T-testi kuuluu keskiarvotesteihin ja se mittaa kahden ryhmän välistä keskiarvoa keskenään (ks. kuva 32). T-testisuure mittaa kahden otoksen, n_1 ja n_2 , aritmeettisten keskiarvojen tilastollista etäisyyttä. Keskiarvotestien ideana on osoittaa, johtuvatko mahdolliset erot tuloksissa sattumasta, vai onko tuloksiin vaikuttanut joku tekijä. Tässä tutkimuksen vaiheessa pyrimme alustavasti selvittämään, soveltuuko t-testi kahden EMG -mittaustuloksen keskiarvojen vertaamiseen. T-testiä voidaan käyttää kahden ryhmän keskiarvojen vertaamiseen, esim. miesten mielipiteiden keskiarvon suhde naisten mielipiteiden keskiarvoon. Tätä samaa analogiaa noudattaen sovelsimme t-testiä EMG -mittauksissa saatuihin yksittäisten tulosten keskiarvoihin. Tuloksena tavoittelimme arvoa, joka osoittaa, olivatko mittauspisteiden keskiarvot samansuuntaiset. T-testissä valittiin kaksisuuntaisen testi ja lisäksi oletettiin, että verrattavat aineistot ovat varianssiltaan erilaiset. F-testin avulla voidaan arvioida kahden lukumatriisin varianssien välistä eroa. Testin avulla voidaan todeta, onko esim. ilman polvisiteitä mitattujen EMG- arvojen varianssi yhtenevä polvisiteiden kanssa saatujen EMG – arvojen varianssiin. Tämän työn kirjallisuuskatsauksessa mainitaan Goode Wrap-merkkisten siteiden osalta, että niiden ominaisuuksien arvioinnissa on käytetty yhtenä analyysimenetelmä-

nä t-testiä. Tämä lausunto vaikutti osaltaan siihen, että päätimme testata tilastollisten menetelmien toimivuutta myös pilotti -EMG testin osalta.

Tilastollinen tarkastelu aineistosta on suuntaa antava, eikä analyysia kannata ottaa täysin totena, koska yksittäisten pisteiden arvot eivät ole välttämättä toisiaan vastaavia. Sama pätee myös tulosmatriisien keskiarvoihin. Syynä erilaisiin arvoihin ja vaikeaan verrattavuuteen on suoritusten eriaikaisuus, jota emme pystyneet absoluuttisesti määrittämään ilman voima-anturilevyä. Kuitenkin tilastollisten testien perusteella voidaan päätellä, että polvisiteet korreloivat keskenään. Tosin joiltakin osin korrelaatiot ovat varsin pieniä. Tilastollisten menetelmien käyttämisen tavoitteena tässä yhteydessä oli osoittaa, onko ”wrap” – ja tuubimallisella polvisiteella saaduissa tuloksissa tilastollista eroa ilman siteitä saatuihin EMG- arvoihin.



Kuva 32. T-testin periaate. Lähde: users.utu.fi/kaamer/T-testi.ppt

Vaikka pilottimittausten tulokset saattavat osoittaa eroja EMG – arvoissa eri polvisiteitä käytettäessä, tulosten tulkinnassa tulee olla varovainen, sillä EMG mittausten käyttäminen dynaamisessa kuormituksessa vaatii vakioitunutta mittausasetelman. Esim. De Luca (1993) on maininnut ongelmista EMG:n soveltamisessa dynaamisissa mittauksissa.

4.5.2 Voima - EMG – mittauksen menetelmät

EMG mittausten toisessa vaiheessa mittasimme polvisiteiden vaikutusta lihasaktivaatioon dynaamisessa kuormituksessa siten, että mittasimme myös voimasignaalin. Mittaukseen

osallistui 2 koehenkilöä, joilta molemmilta mitattiin EMG aktiivisuus vastus medialiksesta (VM) ja vastus lateraliksesta (VL) vasemmasta jalasta. Molempien koehenkilöiden osalta tehtiin 3 mittaussarjaa: 1) alkumittaukset ilman polvisiteitä, 2) mittaukset ”wrap” -tyyppisellä polvisiteellä ja 3) mittaukset tuubi-mallisella polvisiteellä. Toinen koehenkilö oli iältään 28 -vuotias, painoltaan 75 kg ja pituudeltaan 182 cm. Toinen koehenkilö oli iältään 24 -vuotias, painoltaan 70 kg ja pituudeltaan 175 cm. Molemmilla koehenkilöillä oli urheilutausta.

Mittaukset suoritettiin TechnoGym:n (Italia) valmistamassa jalkaprässissä siten, että siihen asennettiin UKK-Instituutista (UKK-Instituutti, Tampere, Suomi) lainaksi saatu voimamittausyksikkö (ks.kuvat 33 ja 34). Voimasignaali taltioitiin Fluke:n (Fluke Electronics, Holland) valmistaman oskilloskoopin (tyyppi: 123 Scopemeter) kautta tietokoneelle. EMG -aktiivisuus mitattiin Mega:n (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Suomi) valmistamalla laitteella, joka oli yhdistetty toiseen tietokoneeseen.



Kuva 33. Voimalevy asetettuna jalkaprässiin



Kuva 34. Dynaaminen suoritus tehtiin vasemmalla jalalla ”vaakaprässissä”

Mittaustulokset tallennettiin ASCII-muodossa, ja ne käsiteltiin sen jälkeen Excel-taulukkolaskentaohjelmalla. Koska EMG:n keruu-aika oli 10 sekuntia ja vastaavasti voimasignaalin keruu-aika oli 5 sekuntia, en laittanut voima-arvoja ja EMG -arvoja samaan kuvaan. Kuvien yhdistämisen ongelmana oli myös erilainen keruutaajuus. EMG -signaalit taltioitiin 1000 Hz frekvenssillä, kun taas voimasignaalin tallennustaajuus oli 50 Hz. Voimasignaalin taltioiminen olisi voitu teknisesti toteuttaa suuremmallakin taajuudella, mutta laitteen keru ominaisuudet ohjasivat meidät käyttämään 50 Hz:n näytteenottotaajuutta. Voimasignaalin osalta tämä on riittävä taajuus, mutta kuvien yhdistäminen on ongelmallista. Koska kyseessä on kuitenkin konseptuaalinen case - tutkimus, en pidä ongelmana sitä, että EMG- ja voimakuvat esitetään erillisinä. Kuvissa 35 ja 36 on esitetty mittauslaitteistoa ja työn suoritusta.



Kuva 45. Voima- ja EMG -signaalien taltiointia

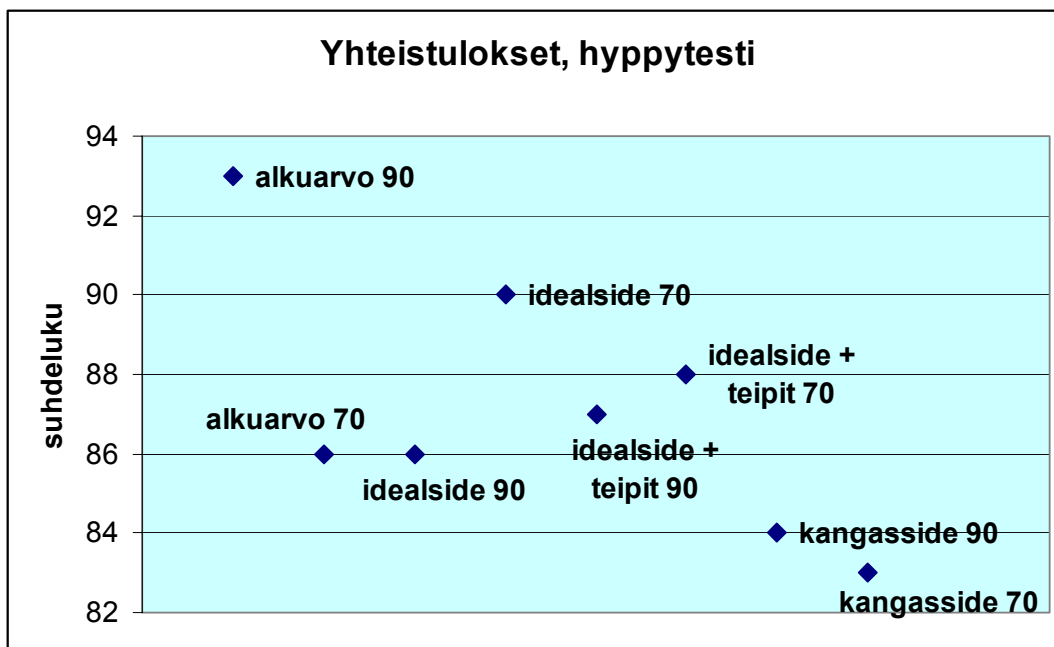


Kuva 36. Mittauslaitteistoa

5 TULOKSET

5.1 Yhdistetyt voima- ja hyppytulokset

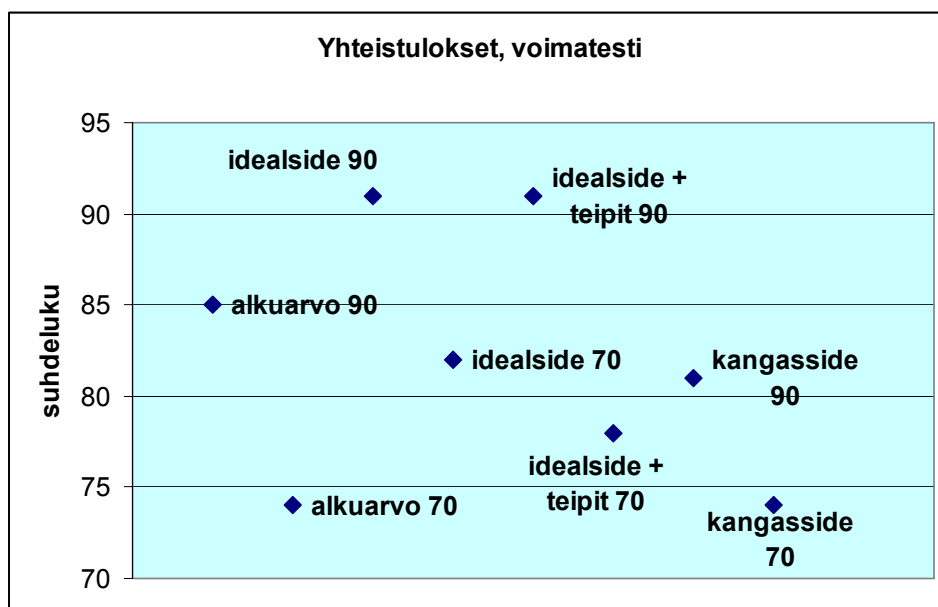
Molempien koehenkilöiden tulokset on yhdistetty siten, että kummankin koehenkilön tekemä paras suoritus sekä hyppytestin että isometrisen voimatestin osalta saa suhdeluvukseen 100. Sen perusteella muodostuu kerroin, joilla muut suoritusten arvot on suhteutettu koehenkilön parhaaseen tulokseen. Näin on menetelty molempien koehenkilöiden osalta, eli molemmilla on tuloksiinsa verrattuna oma suhdelukerroin. Tämä on mahdollistanut sen, että tuloksia voidaan verrata kokonaistuloksina, vaikka koehenkilöiden tulokset poikkesivat toisistaan, eivätkä absoluuttisina arvoina ole vertailukelpoisia. Oheisena on esitetty hyppytestien tuloksista yhteenvetokuvaaja (kuva 37), jossa suhdeluku ilmaisee 6 hyppy-suorituksen (molemmilla koehenkilöillä 3 suoritusta) keskiarvon eri välineiden osalta ja ilman apuvälineitä.



Kuva 37. Yhdistetyt hyppytestin suhteelliset yhteistulokset

Kuvan 37 tuloksista voi havaita, että 90 asteen kulmalla suoritetuissa hyppyissä suhteellisesti paras tulos saavutettiin ilman tukisiteitä, kun taas 70 asteen kulmalla tehdyissä suorituksissa suhteellisesti parhaan tuloksen antoi idealsiteiden käyttö. Kangassiteet eivät näyttäneet pärjäävän tässä vertailussa, vaan ne olivat suhdelukuna ilmaistuna testin heikoimmat sekä 90 asteen että 70 asteen hyppyissä. Yhteistulosten tulkinnassa tulee olla siinä mielessä varovainen, että toisen koehenkilön onnistuminen jonkun testattavan välineen osalta saattaa viedä kokonaistuloksen liiaksi johonkin suuntaan. Tilanne olisi erilainen ja yksittäisen koehenkilön tulosten vaikutus olisi huomattavasti pienempi kokonaistuloksessa jos testattavien otoskoko olisi ollut laajempi. Kuitenkin koehenkilöiden tulosten yhdistäminen antaa lisävalaistusta tuloksiin.

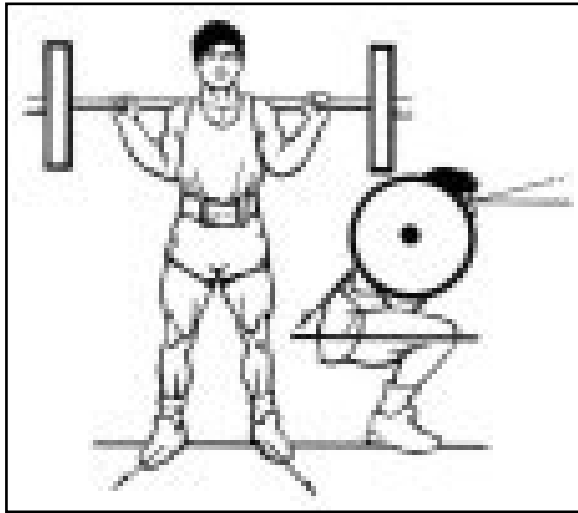
Vastaavanlainen vertailu suoritettiin myös isometrisen voimatestin tulosten osalta, eli koehenkilöiden tulokset suhteutettiin testin parhaaseen tulokseen siten, että molemmilla koehenkilöillä oli vertailulukuna oma paras suorituksensa. Siten oli mahdollista yhdistää tulokset, vaikka koehenkilöiden tulokset eivät muutoin olleet vertailukelpoisia. Oheisena on esitetty kuvassa 38 isometrisen voimatestin suhteutettujen tulosten keskiarvot.



Kuva 38. Isometrisen voimatestin suhteelliset yhteistulokset

Yhteistulokset ovat sinänsä mielenkiintoisia, että idealsiteet ja idealsiteet + teipit näyttivät pärjäävän vertailussa hyvin, erityisesti 90 asteen polvikulmalla tehdyissä suorituksissa. Myös 70 asteen polvikulmalla tehdyssä suorituksessa idealsiteen vaikutus on merkittävä verrattuna alkuarvoon. Kangassiteiden merkitys näyttää olevan voimasuorituksessakin melko heikko.

Esitetyistä taulukoista ja graafisista esityksistä voi päätellä, että apuvälineillä saattaa olla positiivista vaikutusta voimasuoritukseen, tosin asiaa tulisi tutkia vielä tarkemmin. (pohdintaa) Koehenkilö 2:n tuloksista voi sanoa sen verran että polvisiteistä oli hyötyä isometrisessä suorituksessa sekä 70- että 90- asteen polvikulmilla. Tosin 70- asteen kulma kuormituspenkissä tuntui liian pieneltä, erityisesti silloin kun polvisiteet olivat vahvistettu teipeillä. Tällöin koehenkilöllä oli vaikeuksia saada jalkoja taipumaan oikeaan kulmaan. Saaduista tuloksista voi kuitenkin havaita, että idealsiteiden käyttäminen antoi yksittäiset parhaat arvot sekä 70- asteen että 90- asteen polvikulmilla. Vastaavasti heikoimmat arvot saatiin venymättömillä kangassiteillä, joiden elastisuus oli erittäin huono. Tuloksen ovat sinänsä mielenkiintoisia että aikaisemmissa ”niukoissa” tutkimuksissa on todettu polvisiteistä olevan hyötyä hitaissa suorituksissa, kuten jalkakyykyssä (kuva 39). Vastaavasti nopeusvoimasuorituksissa kuten painonnostossa polvisiteiden hyödyn arvioidaan olevan vähäisempi. Suorittamamme tutkimuksen tulokset osaltaan puoltavat tätä asiaa, mutta todellisen luotettavan tuloksen saaminen vaatisi lisää tutkimista, kun ottaa huomioon, että saatavilla oleva tieto oli vähäistä ja jo melko iäkästä, vuodelta 1990.



Kuva 39. Kyykkysuoritus. Lähde: <http://www.exrx.net>

5.1.1 Vertikaalisen hypyn tulokset

Vertikaalisen hypyn tuloksissa oli hajontaa koehenkilöiden välillä, joten tutkimuksen tulokset eivät olleet täysin yhdenmukaisia, toisin samankaltaisuuksiakin löytyi. Erot koehenkilöiden välillä johtuivat siitä, että toinen koehenkilö koki polvisiteiden haittaavan voimantuottonopeutta ja hypyn elastisuutta, kun vastaavasti toinen koehenkilö koki polvisiteiden elastisuuden auttavan hypyn alkuvaiheen ponnistusta. Vertikaalisen hypyn tuloksista voidaan havaita, että erot polvisiteiden ja alkuarvojen välillä ovat aika pienet, eikä voida osoittaa, että polvisiteistä olisi hyötyä tai haittaa vertikaalisessa hypyssä. Oheisena taulukot 5 ja 6 mittaustuloksista koehenkilö 1:n hyppyjen osalta.

Taulukko 5. Koehenkilö 1:n lentoaika

Lentoaika [s], koe- henkilö 1	alkuarvo 90	alkuarvo 70	idealside 90	idealside 70	idealside + teipit 90	idealside + teipit 70	kangasside 90	kangasside 70
yritys 1	0,441	0,416	0,435	0,42	0,452	0,446	0,421	0,41
yritys 2	0,434	0,431	0,44	0,466	0,438	0,429	0,429	0,419
yritys3	0,444	0,438	0,425	0,458	0,445	0,425	0,421	0,432
Keskiarvo	0,44	0,428	0,433	0,448	0,445	0,433	0,424	0,42

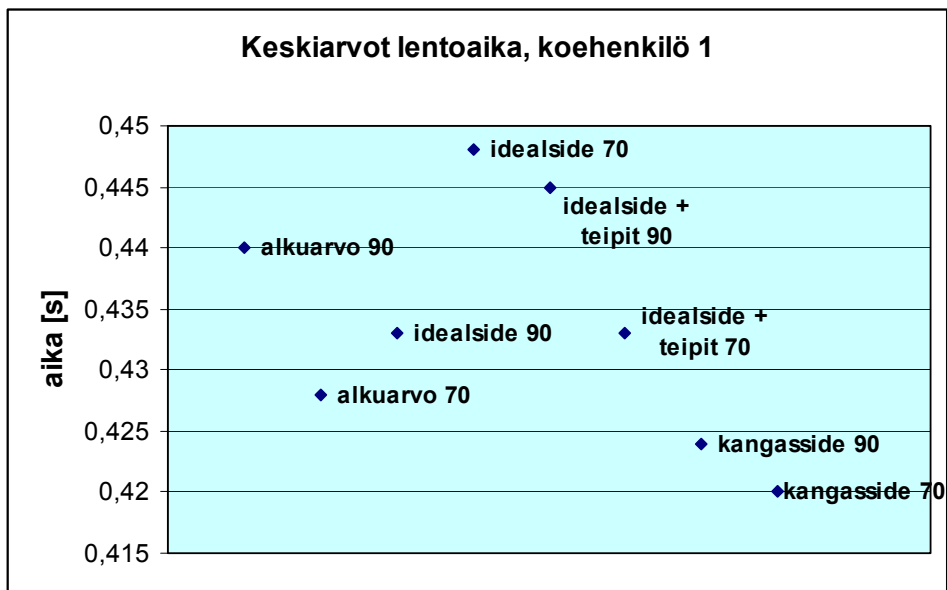
Saadut tulokset voidaan muuttaa painopisteen vertikaalisen korkeuden muutokseksi kaavalla $h = g \times t^2 \times 8^{-1}$, jossa g on $9,81 \text{ m/s}^2$ ja t on lentoaika sekunneissa. Tämän kaavan mukaan nousukorkeuksiksi tulee edellisen taulukon tuloksista seuraavat tulokset.

Taulukko 6. Koehenkilö 1:n nousukorkeus

Nousukorkeus [m], koehenkilö 1	alkuarvo 90	alkuarvo 70	idealside 90	idealside 70	idealside + teipit 90	idealside + teipit 70	kangasside 90	kangasside 70
Yritys 1	23,85	21,22	23,2	21,63	25,05	24,39	21,73	20,61
Yritys 2	23,1	22,78	23,74	26,63	23,52	22,57	22,57	21,53
Yritys 3	24,17	23,52	22,15	25,72	24,28	22,15	21,73	22,88
Keskiarvo	23,71	22,51	23,03	24,66	24,28	23,04	22,01	21,67

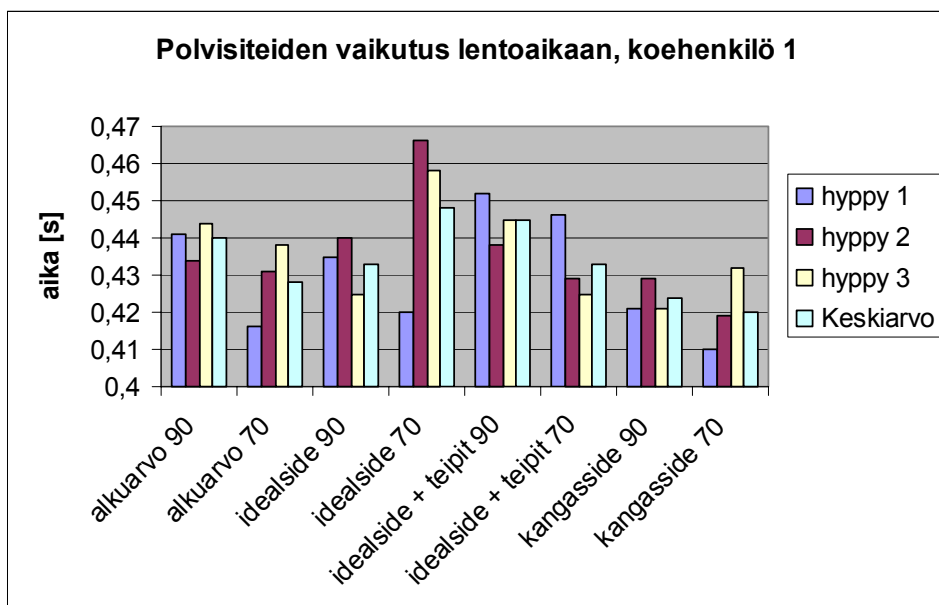
Näiden tulosten perusteella voidaan sanoa, että paras keskiarvotulos nousukorkeudessa on silloin kun koehenkilö on suorittanut 70 asteen kulmalla hypyt, joissa apuna on ollut idealside tukemassa polvea. Myös 90 asteen kulmalla suoritetuissa hypyissä idealside + teipit ovat keskiarvoisesti olleet parhaita 90 asteen suorituksista, tosin erot ovat aika pieniä. Parhaan ja heikomman keskiarvon ero 70 asteen suorituskulmalla tehtynä on 13,8 % (paras idealside, heikoin kangasside). Vastaava luku 90 asteen suorituskulmalla on 10,3 % jos verrataan idealsiteiden + teipit tulosta kangassiteisiin. Kangassiteillä tehdyt suoritukset näyttävät olevan mittaussarjan heikoimmat tulokset.

Koehenkilön subjektiivisen tuntemuksen mukaan polvituet tekivät suorituksesta jämäkemmän kuin ilman siteitä. Kuvassa 40 on esitetty lentoajat siten, että niitä voidaan verrata keskenään. Kuvissa on esitetty erikseen myös 70 asteen ja 90 asteen suorituskulmilla tehdyt hypyt. Tuloksia ei ole muutettu vertikaaliseksi nousukorkeuksiksi, koska mittauksissa on oleellista eri välineiden suhteelliset erot toisiinsa ja alkuarvoihin nähden. Absoluuttiset tulokset ovat merkittäviä vain suurimpien ja pienimpien arvojen tulkinnassa ja tulosten verrattavuudessa toisiin tutkimuksiin.



Kuva 40. Koehenkilö 1:n lentoaikojen keskiarvojen vertailua.

Oheisesta kuvasta 40 voi lyhyesti tulkita, että kangassiteet ovat haitanneet suoritusta molemmilla suorituskulmilla, kun vastaavasti idealsiteistä näyttää olevan jonkinlaista hyötyä riippuen polvikulmasta. Kangassiteiden heikko vaikutus voi perustua niiden huomattavan suureen venymättömyyteen ja heikkoon kykyyn varastoida energiaa. Suoritetuissa materiaalitesteissä havaittiin, että kangassiteet kestävät hyvin vetoa, mutta niiden elastinen ominaisuus on heikko, ja siten myös venymäarvot olivat heikot. Vastaavasti idealsiteiden venymäominaisuudet olivat hyvät, mutta voimankesto melko huono.



Kuva 41. Koehenkilö 1:n hyppysuoritus

Kuvaa 41 voi tulkita siten, että sen mukaan alkuarvot ilman mitään tukisiteitä sijoittuvat testaustulosten keskivaiheille. Tuloksissa on huomioitavaa melko suuri hajonta yksittäisten mittaustulosten osalta, esimerkiksi yksittäiset tulokset idealside 70 asteen kulmalla ovat sekä huonoja että hyviä. Tuloksissa tulee huomioida myös absoluuttiset arvot ja suhteelliset arvot. Vaikka osa tuloksista näyttää graafisesti hyviltä, niin niiden absoluuttiset erot ovat kuitenkin melko pieniä. Saaduista tuloksista voi kuitenkin vetää jonkinlaisia johtopäätöksiä polvisiteiden vaikutuksista suoritukseen, tosin lisätutkimusta tarvitaan, jotta tuloksia voi esittää kiistattomasti.

Koehenkilö 2:n tulokset

Koehenkilö 2:n osalta tulokset olivat samansuuntaisia kuin koehenkilö 1:n osalta, tosin hajontaakin löytyi mm. lentoaikojen osalta, jossa paras tulos saavutettiin ilman apuvälineitä. Koehenkilön subjektiivisen tuntemuksen mukaan apuvälineet haittasivat suoritusta, koska ne tuntuivat painopisteen ala – asennossa liian tiukoilta. Tämä tulos on osaltaan samantyyppinen kuin Harmanin ja Frykmanin (1990) havainto, jossa he sanoivat, että polvisiteet voivat haitata nopeaa suoritusta, erityisesti silloin jos pitäisi päästä nopeasti alas. Omalta osaltani voin todeta, että liian tiukalla olleet polvisiteet estivät hypyssä nopean lähdön,

vaikkakin ne tekivät hypystä tukevamman oloisen ja alhaalla ollessa reisilihaksiin ei tarvinnut varata niin paljoa voimaa. Oheisissa taulukoissa 7 ja 8 on esitetty koehenkilö 2:n tulokset lentoajassa sekä muutettuna painopisteen nousukorkeudeksi.

Taulukko 7. Koehenkilö 2:n lentoajat

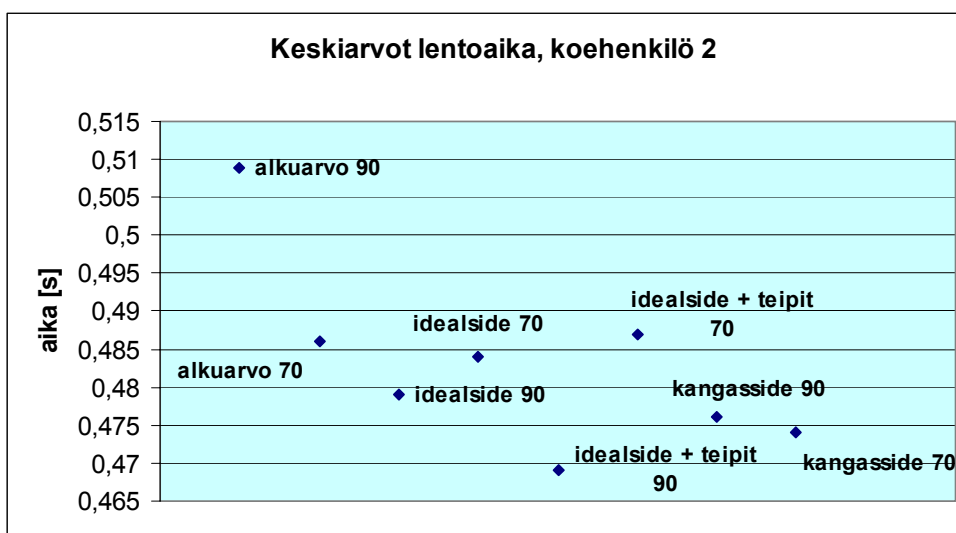
Lentoaika [s], koehenkilö 2	alkuarvo 90	alkuarvo 70	idealside 90	idealside 70	idealside + teipit 90	idealside + teipit 70	kangasside 90	kangasside 70
yritys 1	0,505	0,485	0,474	0,489	0,466	0,482	0,477	0,481
yritys 2	0,518	0,488	0,479	0,478	0,48	0,491	0,477	0,468
yritys3	0,504	0,484	0,485	0,486	0,462	0,488	0,475	0,473
Keskiarvo	0,509	0,486	0,479	0,484	0,469	0,487	0,476	0,474

Taulukko 8. Koehenkilö 2:n painopisteen nousukorkeus

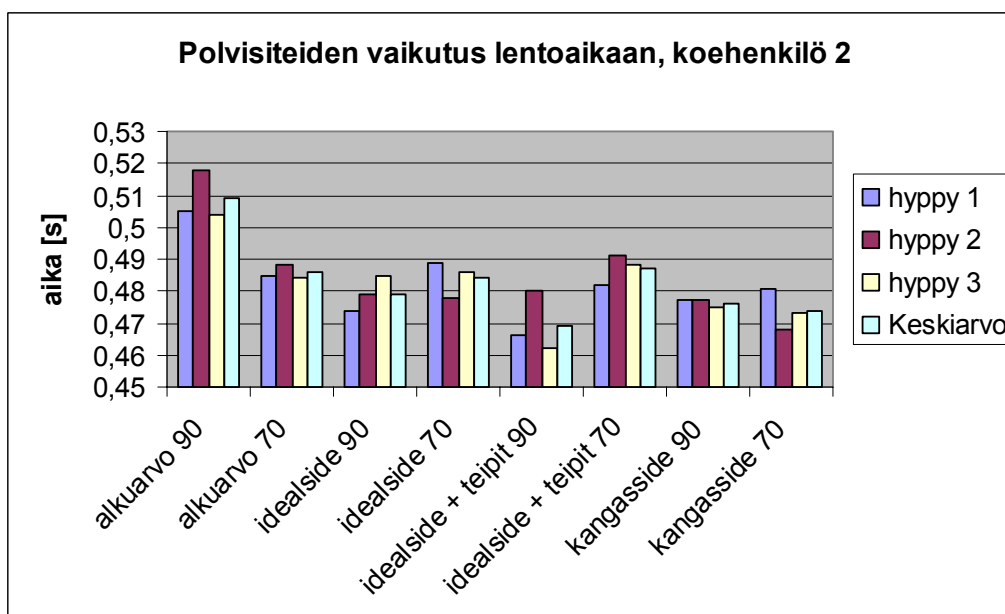
Nousukorkeus [m], koehenkilö 2	alkuarvo 90	alkuarvo 70	idealside 90	idealside 70	idealside + teipit 90	idealside + teipit 70	kangasside 90	kangasside 70
yritys 1	31,27	28,84	27,55	29,32	26,63	28,49	27,9	28,37
yritys 2	32,9	29,2	28,14	28,02	28,25	29,56	27,9	26,86
yritys3	31,15	28,73	28,84	28,96	26,17	29,2	27,67	27,43
Keskiarvo	31,77	28,92	28,18	28,77	27,02	29,08	27,82	27,55

Saaduista tuloksista voi tulkita, että mittauksen paras keskiarvotulos saavutettiin 90 asteen kulmalla ilman apuvälineitä, tosin ero apuvälineisiin ei ole kovin suuri. Jos verrataan 70 asteen kulmalla tehtyjä suorituksia, niin voidaan todeta, että idealsiteet + teipit ovat olleet keskiarvoilla arvioituna parhaat tulokset, tosi erot ovat kovin pieniä verrattuna alkuarvoon, kangassiteisiin ja pelkkiin idealsiteisiin. Olisi ollut mielenkiintoista testata erilaisia siteitä ja erilaisia sidontatapoja ja niiden vaikutusta tuloksiin. Lisäksi olisi ollut mielenkiintoista mitata erilaisten hyppyprotokollien ja siteiden keskinäistä riippuvuutta. Suoritetuissa testeissä toteutimme hypyt staattisina hyppyinä siten, että laskeuduimme hitaasti hyppyasentoon ja kokeen valvoja antoi hyppyluvan kun oikea kulma oli saavutettu. Olisi varmaankin

tutkimisen arvoista tehdä testit siten, että suoritetaan kevennyshyppy tai pudotushyppy ja verrataan tuloksia ilman siteitä ja siteiden kanssa. Oheinen kuva 42 osoittaa suorittamamme testin eri välineiden suhteelliset erot suorituksissa. Tulokset on esitetty lentoaikana, vastaavasti kuten koehenkilö 1:n graafisissa esityksissä.



Kuva 42. Koehenkilö 2:n lentoaikojen keskiarvot



Kuva 43. Koehenkilö 2:n hyppysuoritukset

Kuvasta 43 voi todeta, että polvisiteillä näyttää olevan vähäinen vaikutus 70 asteen kulmalla tehdyissä suorituksissa, mutta 90 asteen kulmalla tehdyissä suorituksissa ei hyötyä havaittu. Tosin olisi ollut mielenkiintoista testata hyppyä lisäpainolla, jolloin olisi voinut tulla esille polvisiteiden jousto – ominaisuudet sekä jo aikaisemmin mainitsemillani erilaisilla hyppyprotokollilla suoritettuna. Hyppyjen osalta voisi vielä todeta, että mielenkiintoista on havaita 90 asteen kulmalla tehty suoritus, jossa paras arvo saavutettiin ilman apuvälineitä. Tosin tilanne olisi saattanut olla toisenlainen kevennyshypyssä tai hypyssä lisäkuoman kanssa.

5.1.2 Isometrisen voimatestin tulokset

Koehenkilö 1

Polvisiteiden vaikutusta voimaan mitattiin suorittamalla isometrisiä puristuksia voimapenkissä. Tämä on toisaalta käyttökelpoinen mittari, mutta arvioimme että dynaamisessa työssä olisimme saaneet vielä enemmän hajontaa aikaan, ja apuvälineiden jousto – ominaisuuksien olisivat tulleet paremmin esille. Paras tulos olisi varmaankin saatu silloin, kun apuvälineillä on jarruttava ominaisuus eksentrisessä työssä. Oheisena vastaavat tulokset voiman osalta (taulukko 9) kuin aikaisemmin on esitetty koehenkilö 1:n lentoaikatuloksista.

Taulukko 9. Isometrinen puristusvoima, koehenkilö 1

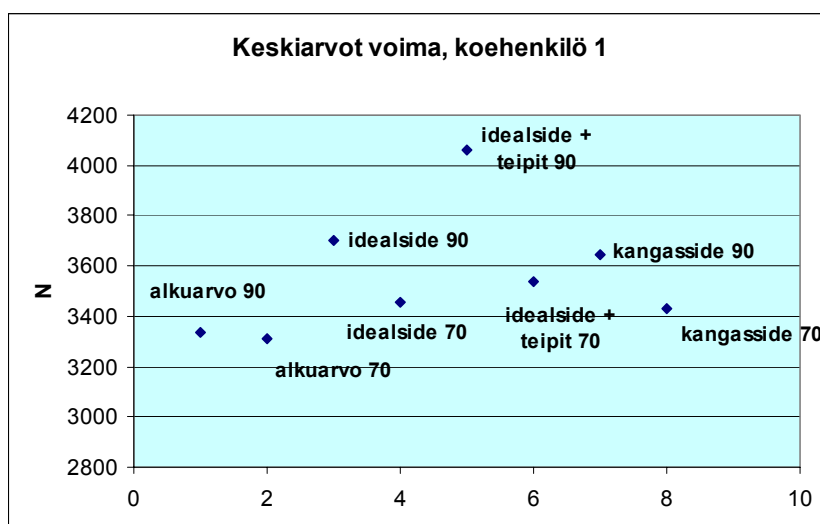
Puristusvoima [N]	alkuarvo 90	alkuarvo 70	idealside 90	idealside 70	idealside + teipit 90	idealside + teipit 70	kangas-side 90	kangas-side 70
yritys 1	3190	3260	3810	3300	4290	3720	3630	3470
yritys 2	3400	3350	3780	3500	3940	3420	3620	3380
yritys3	3420	3320	3520	3570	3960	3470	3680	3450
Keskiarvo	3337	3310	3703	3457	4063	3537	3643	3433

Näiden tulosten perusteella voidaan osoittaa, että testin paras keskiarvotulos saavutettiin silloin kun koehenkilöllä oli idealsiteet + teipit ja suorituskulma oli 90 astetta. Heikoin tulos saatiin silloin kun koehenkilöllä ei ollut mitään apuvälineitä ja kulma oli 70 astetta. Tämä olikin jo aikaisemmin tiedossa, että 70 asteen polvikulmalla tulokset ovat järjestään

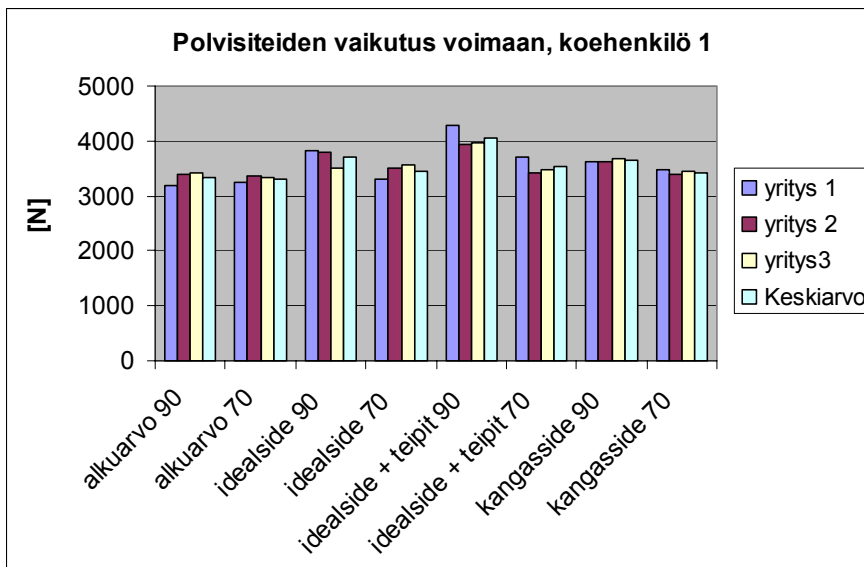
heikompia kuin 90 asteen kulmalla. Syy miksi valitsimme toiseksi kulmaksi 70 astetta, johdettiin siitä, että halusimme todentaa, kuinka paljon apuvälineet auttavat jos kulma on pieni. Lisäksi halusimme selvittää saadaanko apuvälineillä aikaan voima, joka olisi sama kuin ilman siteitä 90 asteen kulmassa. Tosin koehenkilö 1:n tuloksissa ilman siteitä polvikulmasta riippuen ei ollut kovin suuria eroja, sillä keskiarvotulos 90 asteen kulmalla oli 3337 N ja 70 asteen kulmalla vastaava tulos oli 3310 N. Näiden lukujen kohdalla on hyvä muistaa, että luvut ovat ”voimakelkassa” saatuja lukemia, eivätkä ne ole suoraan verrannollisia voimanostotuloksiin eivätkä dynaamisiin voimasuorituksiin.

Jos 90 asteen tuloksia verrataan, niin parhaan ja heikoimman keskiarvotuloksen ero on 21,5 %. Absoluuttisesti ero on 706 N Vastaavasti 70 asteen kulmalla paras tulos saavutettiin silloin kun koehenkilöllä oli idealsiteet + teipit, ja heikoin tulos tälläkin kulmalla oli silloin kun koehenkilöllä ei ollut apuvälineitä. Absoluuttinen ero on 226 N ja suhteellisesti ero on 6,9 %.

Saatuja tuloksia on hyvä verrata vielä graafisesti eri kuvaajien osalta. Oheisena on kuvattu koehenkilö 1:n suoritusten keskiarvot sekä täydelliset tulokset 70- ja 90 asteen suorituskulmilla (kuvat 44 ja 45).



Kuva 44. Koehenkilö 1:n isometristen suoritusten keskiarvot



Kuva 45. Koehenkilö 1:n isometriset voimatulokset

Kuvasta 45 voi havaita, että jokainen yksittäinen, apuvälineiden avulla tehty, 90 asteen kulmalla tehty suoritus näyttää olevan parempi kuin paras suoritus ilman apuvälineitä. Keskiarvojen perusteella idealsiteiden + teippien ero ”0” – suoritukseen oli merkittävä, puhumattakaan yksittäisten suoritusten eroista. Koehenkilö 1: osalta näyttää siltä, että apuvälineistä on ollut hyötyä erityisesti staattisen voimasuorituksen osalta. Myös hänen omat kommentit puoltavat tätä asiaa.

Myös 70 asteen kulmalla tehdyistä suorituksista havaitaan, että apuvälineillä tehdyt suoritukset ovat parempia kuin ilman välineitä tehdyt, poikkeuksena idealsiteillä tehty 1. suoritus, joka on heikompi kuin alkuarvon 2.suoritus. Yksittäisenä ”huippusuorituksena” voi mainita idealside + teippi – yhdistelmän ensimmäisen suorituksen, jonka positiivinen vaikutus alkuarvoon verrattuna on yli 390 N. Myös pelkän idealsiteen arvot näyttävät olevan melko hyviä, kun taas venymättömän kangassiteen arvot ovat vähän alhaisempia. Yhtenä yksityiskohtana voisi kuvasta mainita idealsiteet + teipit ja kangassiteiden samantyyppiset tulokset yritysten 2 ja 3 kohdalla.

Koehenkilö 2:n tulokset

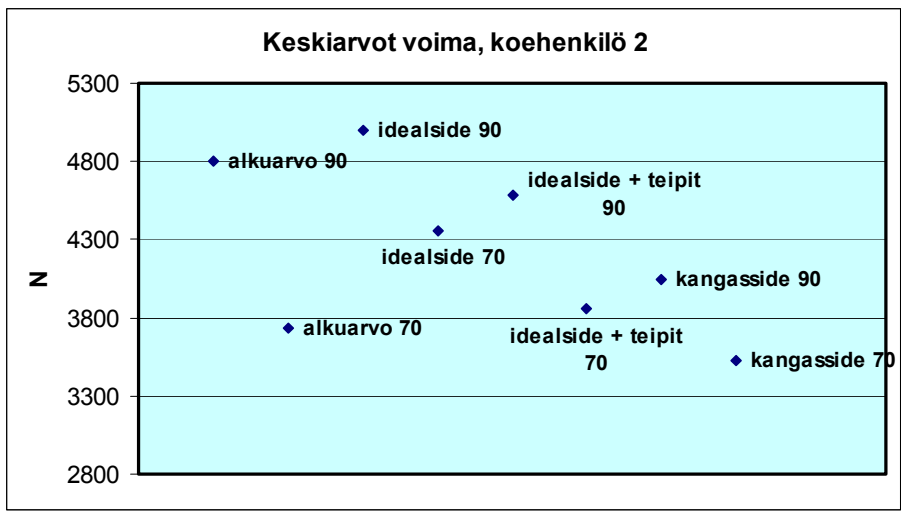
Myös koehenkilö 2:n osalta suoritettiin vastaavat voimamittaukset kuin koehenkilö 1:n osalta. Saadut tulokset on esitetty oheisessa taulukossa 10.

Taulukko 10. Koehenkilö 2:n voimatulokset

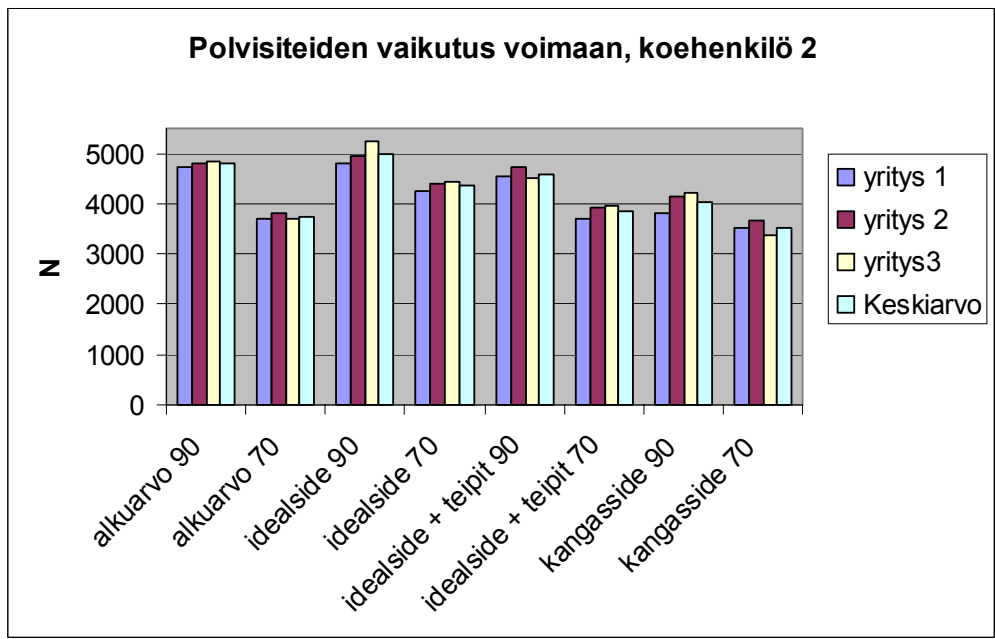
Puristusvoima [N] koehenkilö 2	alkuar- vo 90	alkuar- vo 70	idealsi- de 90	idealsi- de 70	idealside + teipit + teipit 90	idealside + teipit 70	kangas- side 90	kangassi- de 70
yritys 1	4730	3690	4800	4240	4540	3700	3800	3510
yritys 2	4820	3830	4960	4410	4720	3940	4150	3670
yritys3	4840	3690	5230	4420	4500	3950	4200	3390
Keskiarvo	4797	3737	4997	4357	4587	3863	4050	3523

Tuloksia voi tulkita siten, että keskiarvojen perusteella arvioiden idealsiteet ovat mahdollistaneet parhaan tulokset 90 asteen polvikulmalla, tosin ero alkuarvoihin ei ole kovin suuri, vain noin 200 N. Idealsiteiden + teipit ja kangassiteiden huonot arvot selittyvät sillä että ne tuntuivat epämukavilta liiallisen kireyden vuoksi. Vastaavasti 70 asteen kulmalla mitattuna idealside antoi parhaat tulokset, absoluuttisen eron ollessa alkuarvoon verrattuna 620 N eli 16,6 %. Yksityiskohtana mainittakoon, että koehenkilöllä oli vaikeuksia saada polvia taipumaan 70 asteen kulmaan kun idealsiteet oli vahvistettu teipeillä.

Koehenkilön subjektiivisen tuntemuksen mukaan idealsiteet tukivat jalkoja suorituksessa ja tekivät suorituksesta turvallisen tuntuisen. 90 –asteen kulmalla tehtyjen keskiarvojen ero suurimman ja pienimmän välillä on absoluuttisesti 947 N eli 23 % (idealside verrattuna kangassiteisiin). Parhaan keskiarvotuloksen absoluuttinen ero alkuarvoon on 200 N eli 4,2 %. Tuloksissa on ehkä merkittävää kangassiteiden huonot tulokset. Toisaalta tulokset osoittavat, että myös materiaaleilla on merkitystä. Oheisena on esitetty kuvat 46 ja 47 saaduista tuloksista.



Kuva 46. Koehenkilö 2:n isometriset puristusvoimatulokset



Kuva 47. Koehenkilö 2:n isometriset voimatulokset graafisesti

5.2 EMG -pilottimittausten tulokset

Kuvissa 48–51 on esitetty, mikä vaikutus polvisiteillä on reisilihasten (VM ja VL) EMG -aktiivisuuteen. Kuvista on vaikea tulkita mitään varmuudella, koska emme mitanneet voimasignaalia samaan aikaan. Pilottitutkimuksen tulokset kuitenkin osoittivat, että voimasignaalin mittaaminen on erittäin oleellinen polvisiteiden ja hermolihasjärjestelmän intervention määrittämisessä. Pilottitutkimus paljasti myös toisen merkittävän asian, joka liittyy itse voimasuoritukseen. EMG- kuvioista voi havaita, että käytettäessä jäykkiä polvisiteitä EMG-aktiivisuus näyttää olevan hiljaista vastus lateraliksessa ja vastus medialiksessa molemmilla koehenkilöillä noin 1 sekunnin ajan. Vastaavanlaista ilmiötä ei tullut esille tuubimaisen siteen osalta.

Tämän tyyppisen tuloksen osalta alkaa helposti epäillä mittaasetelmassa olevaa systemaattista virhettä tai jotakin muuta teknistä vikaa tai manipulointia tutkimustulosten käsittelyssä. Järkevin selitys noin sekunnin viiveelle löytyy kuormitusmallin muuttumisesta. Tuubimallisella siteellä ja ilman sidettä tehdyt mittaukset olivat submaksimaalisia, kun taas jäykällä polvisiteellä tehdyt suoritukset olivat maksimaalisia. Submaksimaalisessa testissä koehenkilö ei suuremmin keskity suoritukseen, koska voimaa ei tarvitse käyttää koko reservin osalta. Vastaavasti maksimaalisessa suorituksessa koehenkilön muuttuu siten, että voimaa kerätään kovaa suorista varten ja myös lonkan ojentajia käytetään maksimaalisesti. Tästä syystä maksimaalisten mittausten osalta on havaittavissa noin yhden sekunnin mittainen viive ennen kuin lihasten EMG -aktiivisuus on noussut samalle tasolle kuin muisakin mittauksissa. Muutoin mittaustuloksissa ei näytä olevan mitään erityisiä eroavaisuuksia toistensa suhteen.

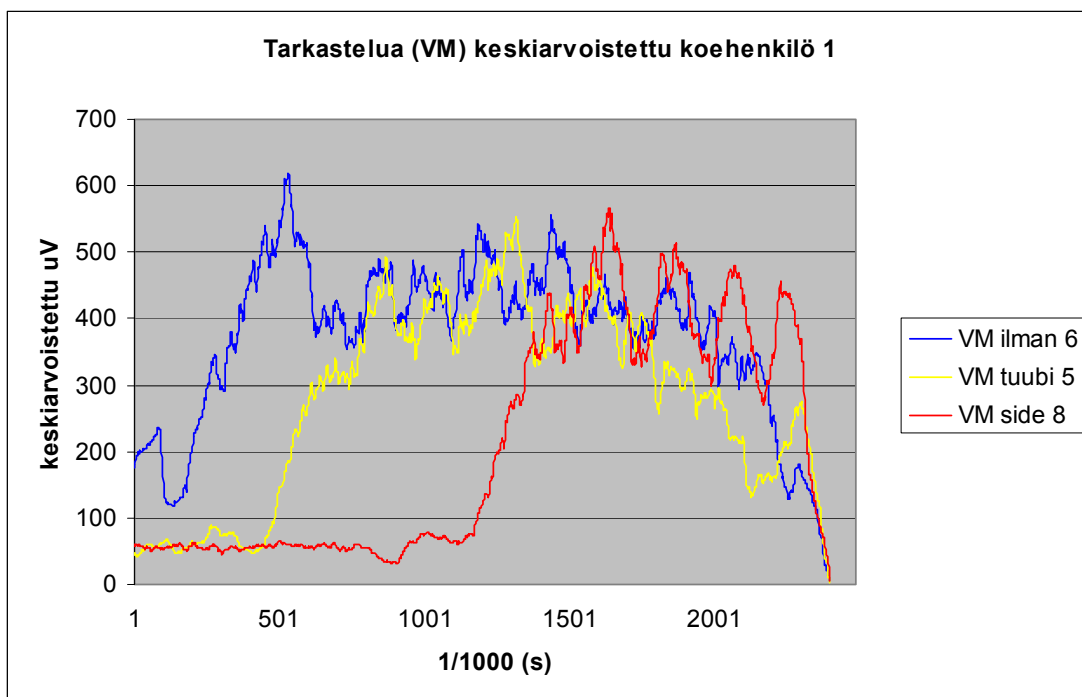
Mielenkiintoista on myös havaita, että molempien koehenkilöiden osalta EMG -kuvioiden muoto on samantyyppinen ilman polvitukea tehdyissä mittauksissa, tuubi-mallisella polvisiteellä tehdyissä mittauksissa ja sidemallisella siteellä tehdyissä mittauksissa.

Kuvioiden perusteella voidaan yleistää, että tietyn tyyppinen side saattaa vaikuttaa tietyllä tavalla lihaksen EMG –aktiivisuuteen.

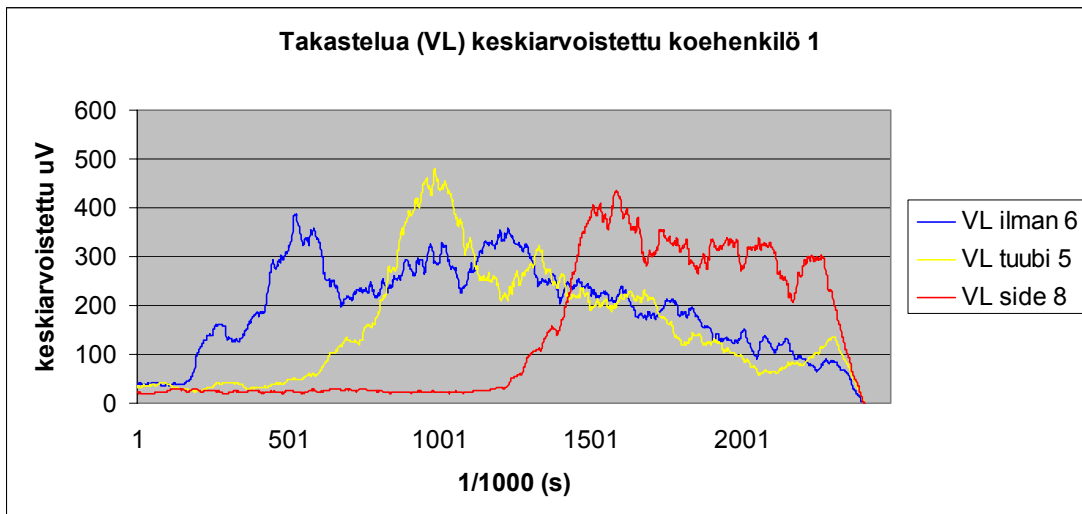
Oheisena on esitetty EMG -pilottimittausten f-testien ja t-testien tulokset sekä graafiset EMG kuvaajat. Taulukoista ja kuvaajista voidaan päätellä, että polvisiteiden vaikutus lihasaktivaatioon (EMG) on vähäinen. Tilastollisten menetelmien tuloksista voidaan todeta, että erot ovat minimaalisen pienet. Toisaalta voidaan todeta, että tilastolliset menetelmät eivät sovellu oikein hyvin tämän tyyppiseen testiin, jossa verrataan kahden EMG – käyrän välistä eroa. Tilastolliset menetelmät ovat käyttökelpoisia silloin kun testituloksia on useita, ja verrataan keskenään usean EMG – mittauksen keskiarvoja ja variansseja.

Taulukko 11. F- ja t-testien tulokset, koehenkilö 1:

f-testit		
VM ilman/ VM tuubi	VM ilman/ VM side	VM tuubi/ VM side
4,47995E-19	1,87325E-16	0,429409039
f-testit		
VL ilman/ VL tuubi	VL ilman/ VL side	VL tuubi/ VL side
0,80382423	3,28682E-05	1,07975E-05
t-testit		
VM ilman/ VM tuubi	VM ilman/ VM side	VM tuubi/ VM side
7,33251E-30	6,83022E-81	1,03029E-17
t-testit		
VL ilman/ VL tuubi	VL ilman/ VL side	VL tuubi/ VL side
1,5421E-12	8,21585E-21	0,008295381



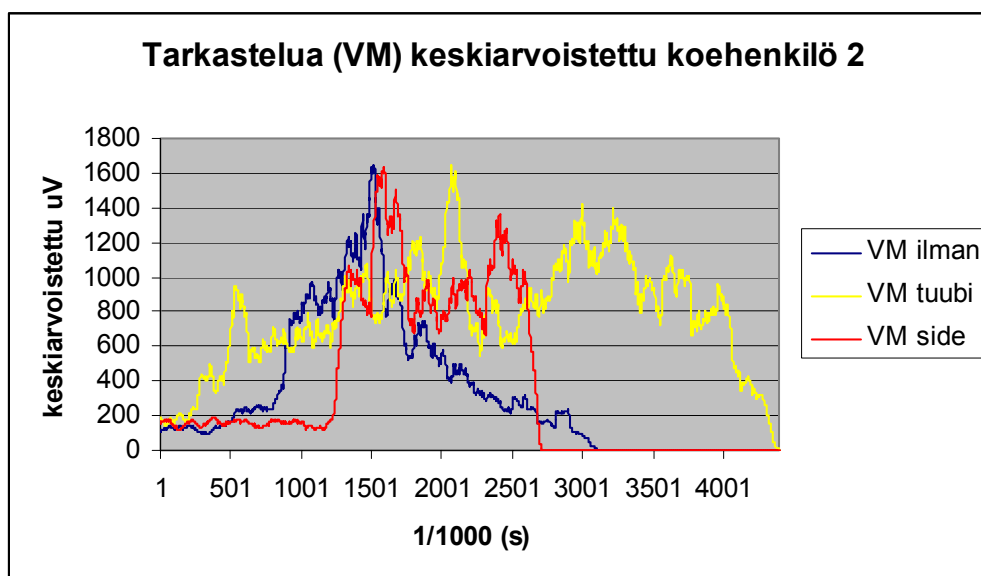
Kuva 48. Pilottitesti 2:n tulokset VM:stä. Koehenkilö1



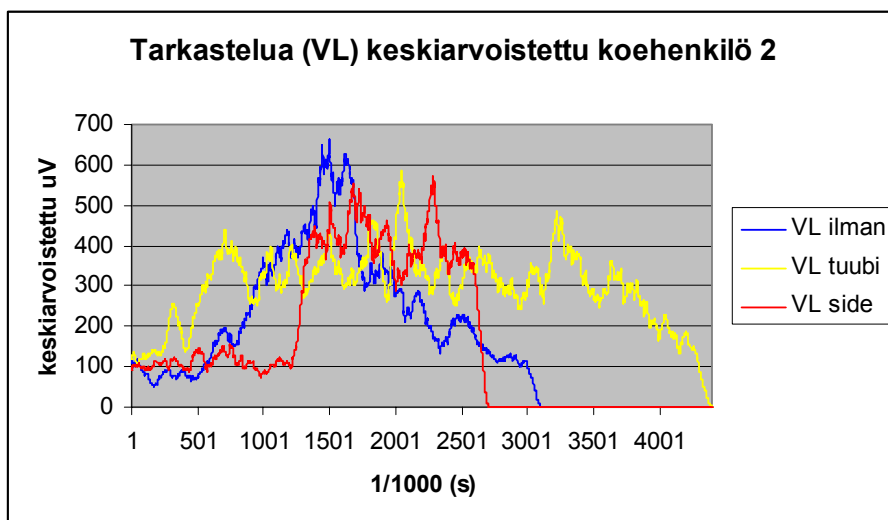
Kuva 49. Pilottitesti 2:n tulokset VL:stä. Koehenkilö1

Taulukko 12. F-testien ja t-testien tulokset, koehenkilö 2

f-testit		
VM ilman/ VM tuubi	VM ilman/ VM side	VM tuubi/ VM side
3,85368E-22	1,32025E-25	0,279242
f-testit		
VL ilman/ VL tuubi	VL ilman/ VL side	VL tuubi/ VL side
0,024684	0,006966	1,10548E-06
t-testit		
VM ilman/ VM tuubi	VM ilman/ VM side	VM tuubi/ VM side
4,12E-75	2,86E-12	6,99E-23
t-testit		
VL ilman/ VL tuubi	VL ilman/ VL side	VL tuubi/ VL side
3,06E-23	0,039292	4,84E-13



Kuva 50. Pilottitesti 2:n tulokset VM:stä. Koehenkilö 2



Kuva 51. Pilottitesti 2:n tulokset VL:stä. Koehenkilö 2

5.3 Voima – EMG tulokset

Taulukoissa esitetyt EMG tulokset ovat tasasuunnattujen arvojen keskiarvotulokset (eng. average rectified value). Dynaamisten suoritusten ajallinen suorituspituuden erilaisuus vaikutti siihen, että signaalin integraalin (energian) laskeminen ei olisi antanut keskenään verrattavia tuloksia. Toisena vaihtoehtona olisi ollut käyttää RMS arvoja, mutta tulosten verrattavuuteen sillä ei olisi ollut vaikutusta.

Lähtötasomittauksia suoritettiin koehenkilö 1:n ja koehenkilö 2:n osalta yhteensä 6 kappaletta. Oheisena on esitetty taulukko kuormituksen suuruudesta ja EMG keskiarvoista. Taulukosta 13 voi havaita, että EMG aktiivisuus korreloi jonkin verran kuormituksen kanssa.

Taulukko 13. Voima - EMG suhde ilman polvisiteitä

Voima- EMG suoritukset ilman polvisidettä					
		Kuormitus [N]	Keskiarvo EMG		Huomioitavaa
Koehlö.	Testi no:		VM [mV]	VL [mV]	
1	Koe 1	981	0,32	0,42	
1	Koe 2	1177	0,39	0,44	
2	Koe 3	1275	0,43	0,26	
2	Koe 4	1373	0,34	0,21	
2	Koe 5	1373	0,42	0,22	
2	Koe 6	1570	0,52	0,33	

Jotta polvisiteiden vaikutusta EMG- aktiivisuuteen ja voimantuottonopeuteen voisi verrata, niin esitän tässä yhteydessä myös polvisiteiden avulla tehtyjen suoritusten tulokset taulukkomuodossa (Taulukot 14 ja 15).

Taulukko 14. Voima – EMG suhde ”wrap”-tyyppisellä polvisiteellä

Voima- EMG suoritukset polvisiteellä (wrap- tyyppinen, sidottava)					
		Kuorman paino [N]	Keskiarvo EMG		Huomioitavaa
Koehlö.	Testi no:		VM [mV]	VL [mV]	
1	Koe 1	1177	0,39	0,36	
1	Koe 2	1177	0,62	0,52	
1	Koe 3	1275	0,56	0,56	
2	Koe 4	1570	0,51	0,32	
2	Koe 5	1668	0,47	0,30	
2	Koe 6	1766	0,50	0,30	

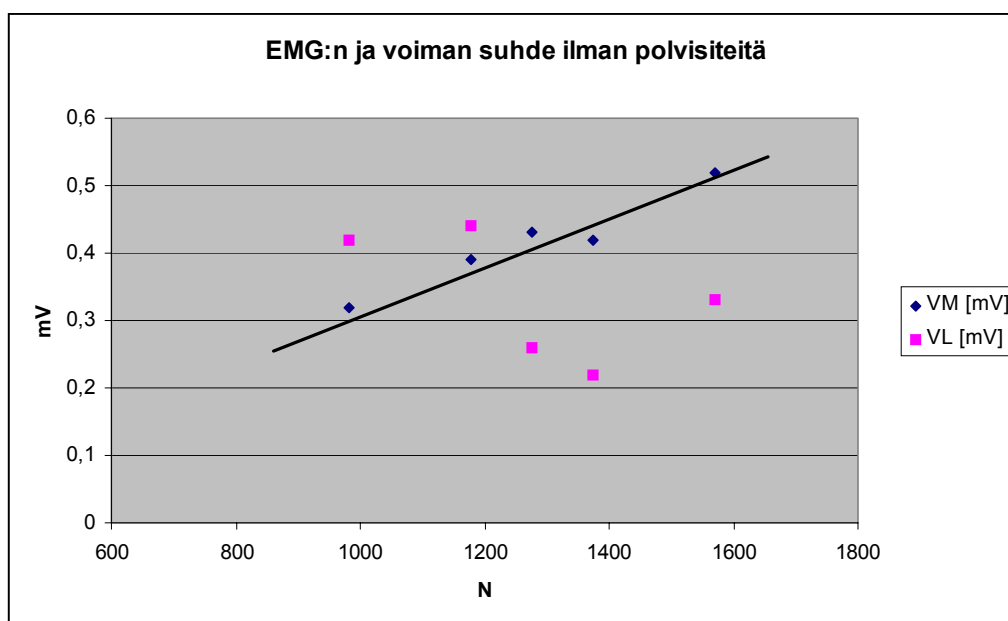
Taulukko 15. Voima – EMG suhde tuubi-mallisella polvisiteellä

Voima- EMG suoritukset tuubi-mallisella polvisiteellä					
		Kuorman paino [N]	Keskiarvo EMG		Huomioitavaa
Koehlö.	Testi no:		VM [mV]	VL [mV]	
1	Koe 1	1177	0,61	0,55	
1	Koe 2	1177	0,49	0,47	
1	Koe 3	1177	0,40	0,48	
1	Koe 4	1275	0,66	0,51	Kuorma ei noussut
2	Koe 5	1570	0,51	0,30	
2	Koe 6	1570	0,49	0,31	
2	Koe 7	1668	0,54	0,31	
2	Koe 8	1766	0,68	0,35	Kuorma ei noussut

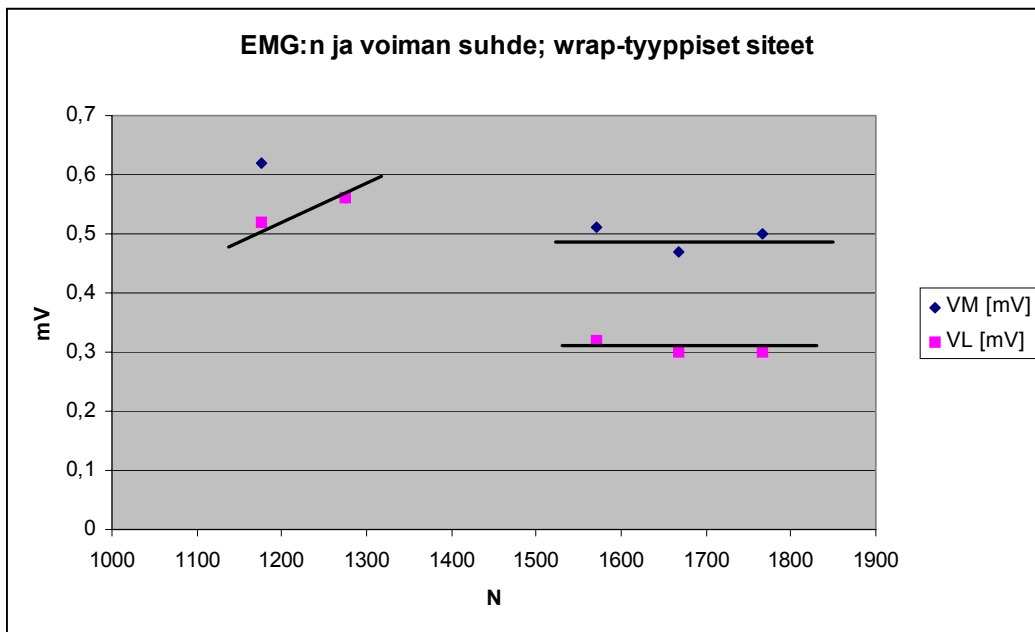
Taulukossa olevat tulokset ovat samansuuntaisia, eikä suuria eroja ole havaittavissa EMG -aktiivisuudessa. Toisaalta voi todeta, että kuorman lisääminen ei kovin paljoa muuttanut EMG- aktiivisuutta, mutta suurempi kuormitus aiheutti pääsääntöisesti suuremman EMG -aktiivisuuden. Tämä on havaittavissa hyvin esim. taulukon 15 viimeisellä rivillä, jossa suoritus oli isometrinen. Näiden tulosten osalta voisi todeta, että polvisiteet vaikuttavat suoritukseen niiden elastisten ominaisuuksien kautta siten, että kuorman saaminen liikkeelle

helpottuu ja voimantuottonopeus on suurempi kuin ilman siteitä. Siteiden elastista hyötyä kuvaa myös se, että koehenkilöt saivat nostettua sellaisia tuloksia, joita he eivät saaneet ilman polvisiteitä. Myös heidän subjektiivinen mielipide puolsi siteiden auttavat puristuksen lähtövaiheessa, jolloin siteiden elastinen komponentti on suurimmillaan.

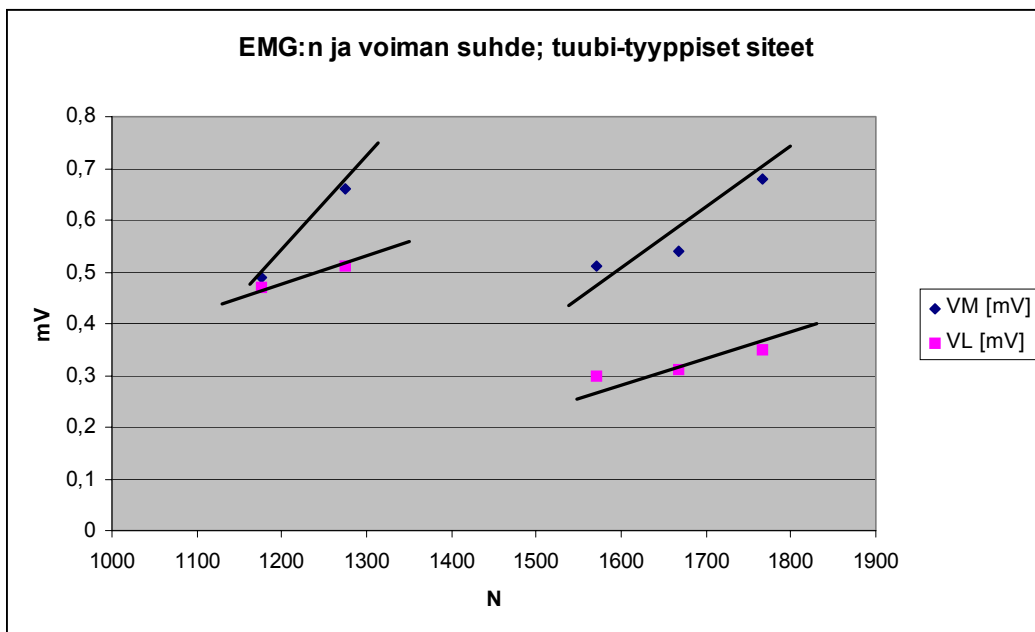
Oheisissa kuvissa 52–54 on esitetty EMG:n ja voiman välinen suhde. Tavoitteena on osoittaa, onko polvisiteillä vaikutusta EMG:n ja voiman väliseen suhteeseen. De Luca (1993) mainitsee, että isometrisessä kuormituksessa voiman ja EMG:n suhde on lineaarinen. Tässä tutkimuksessa tehtyjen mittausten mukaan voidaan todeta, että EMG:n ja voiman lineaarisuus on olemassa myös dynaamisessa työssä. Käsiteltävä aineisto oli aika suppea, joten kovin vakuuttavaa tulkintaa ei voida tehdä. Kuvista on hyvä havaita, että niissä on kahden koehenkilön tuloksia. Siitä johtuen kuviin on piirretty useampia korrelaatio-suoria.



Kuva 52. EMG:n ja voiman suhde ilman polvisiteitä

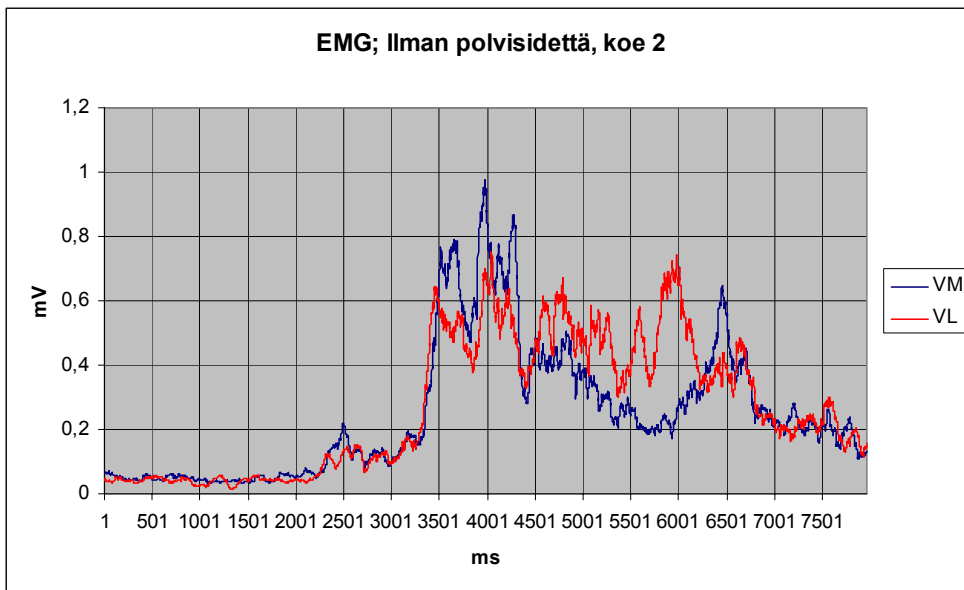


Kuva 53. EMG:n ja voiman suhde ”wrap”-tyyppisillä polvisiteillä

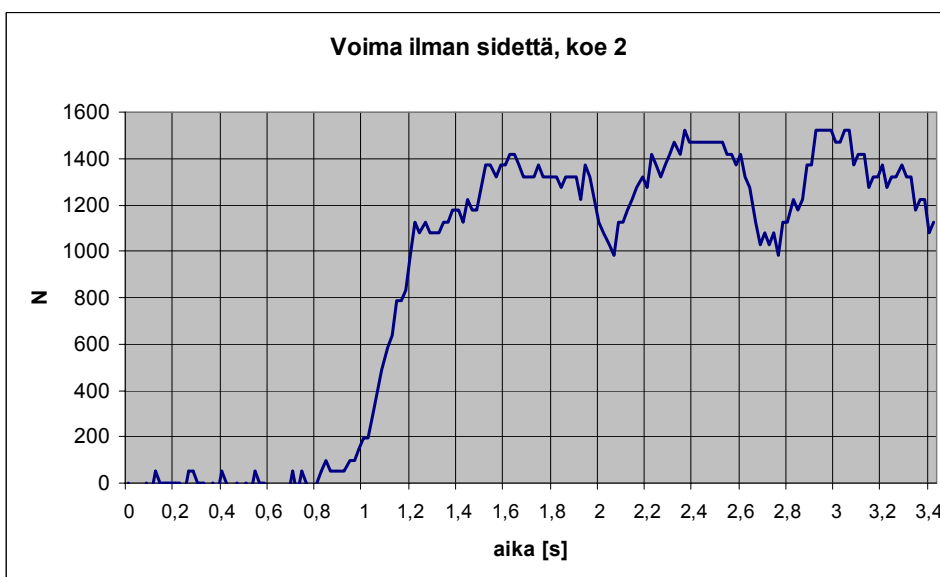


Kuva 54. EMG:n ja voiman suhde tuubi-tyyppisillä polvisiteillä

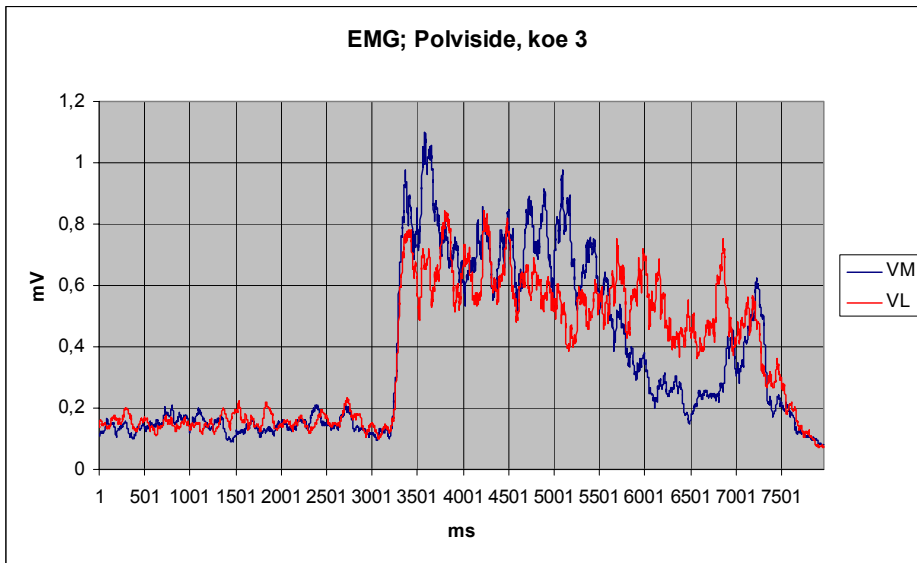
Jokaisesta suorituksesta tehtiin myös graafinen EMG kuvaaja sekä voimakuvaaja. Tavoitteena oli saada selville polvisiteiden vaikutus EMG:n siten, että myös voimantuottonopeus voidaan määrittää. Oheisena on muutama esimerkkikuvaaja sekä EMG:stä että voimasta. Niistä voi havaita esim. koehenkilöiden erilaisen voimantuottokuvion sekä voiman suhteen EMG:en. Voima- ja EMG kuvien yhdistäminen oli hankalaa niiden erilaisen aikajakson / skaalautuvuuden vuoksi. Siitä syystä kuvat on esitetty erillään. Vaikka kuvissa olevat x-akselin ajat ovat erilaiset, niin EMG ja voimantuotto ovat kuitenkin tapahtuneet samanaikaisesti. Ensimmäinen EMG- ja voimakuvaaja on mittauksesta ilman polvisidettä (kuvat 55–56). Seuraava kuvaaja (57–58) esittävät ”wrap” – tyyppisen polvisiteen vaikutusta EMG:en ja voimaan. Kaksi viimeistä kuvaajaa (kuvat 59–60) esittävät tuubi-mallisen polvisiteen vaikutusta EMG:en ja voimaan. Voima – EMG – kuvaajia on esitetty lisää tämän työn liitteissä.



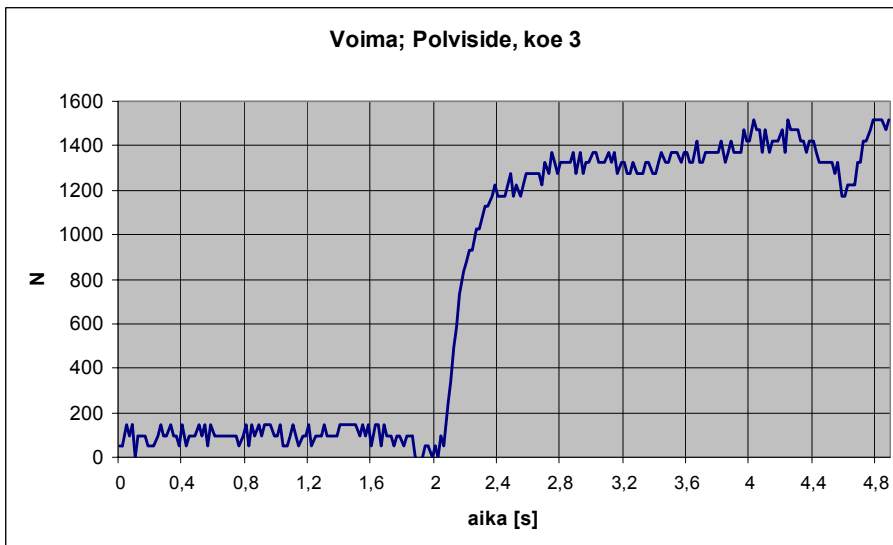
Kuva 55. EMG ilman polvisidettä, koe 2



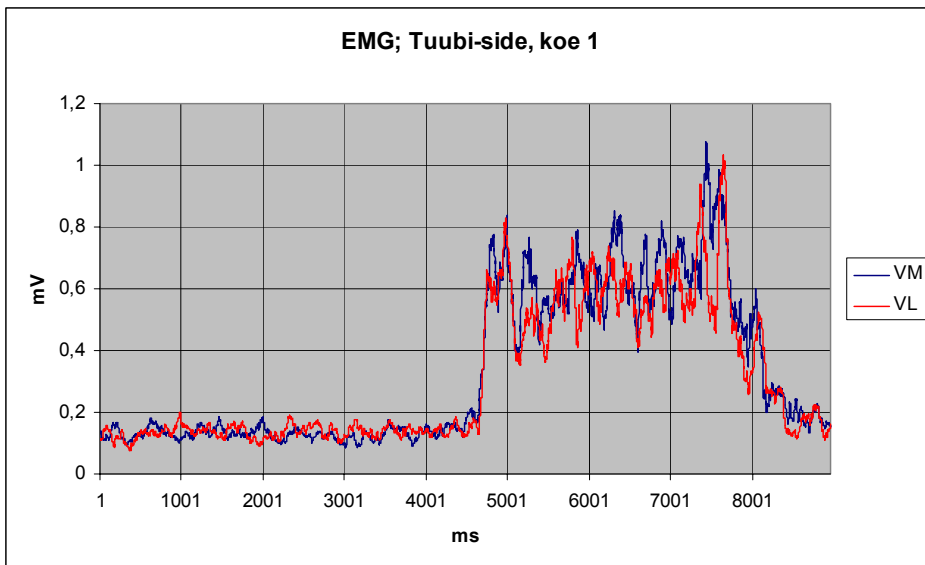
Kuva 56. Voima ilman polvisidettä, koe 2



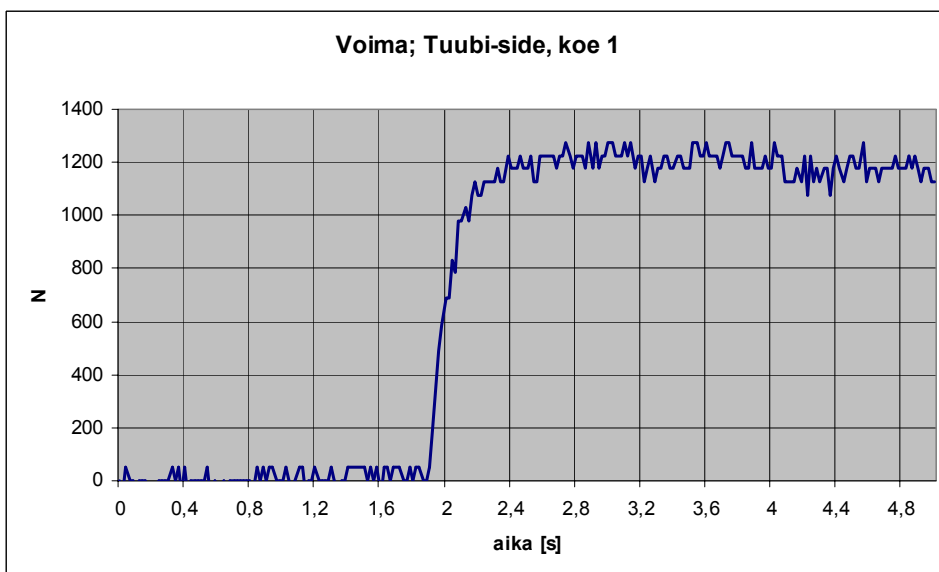
Kuva 57. EMG, ”wrap”- tyyppinen polviside, koe 3



Kuva 58. Voima: ”wrap”-tyyppinen polviside, koe 3



Kuva 59. EMG, tuubi- tyyppinen polviside, koe 1



Kuva 60. Voima: tuubi-tyyppinen polviside, koe 1

6 POHDINTA

6.1 Vertikaalinen hyppy ja isometrinen puristus

Tämän pienen, kartoittavan tutkimuksen perusteella näyttää siltä, että polvisiteistä on voimasuorituksessa jotakin hyötyä. Polvisiteiden hyöty tuli esille isometrisessä puristuksessa sekä 70 – asteen että 90- asteen polvikulmilla molempien koehenkilöiden osalta. Tosin tuloksissa oli hajontaakin, eivätkä kaikki polvisidemateriaalit olleet lainkaan hyödyllisiä.

Hyppyjen osalta koehenkilö 1:n tulokset osoittavat, että polvisiteistä on ollut hyötyä, kun vastaavasti koehenkilö 2:n tulokset osoittavat, että niistä on ollut vähän hyötyä 70 – asteen polvikulmalla tehdyissä suorituksissa. 90 – asteen polvikulmalla tehdyissä suorituksissa ei havaittu hyötyä koehenkilö 2:n suorituksissa.

Johtopäätöksenä voi todeta, että tutkimus oli mielenkiintoinen ja herätti uusia kysymyksiä kuten miksi polvisiteiden hyödyistä ei löydy tuoreita tutkimustuloksia ja miksi ainoa varteenotettava tutkimus on niin vanha kuin vuodelta 1990. Kun tiedämme, kuinka paljon tekstiiliteknologia on kehittynyt viimeisen 10 vuoden aikana, ja kuinka paljon urheiluvälineitä valmistavat yritykset ovat panostaneet tuotekehitykseen, niin vaikuttaa oudolta, että tuoreita tutkimustuloksia ei ole saatavilla.

Keskustelut useiden voimanostajien ja kehonrakentajien kanssa vahvistivat tutkimustuloksiamme. Heidän mukaan polvisiteistä, kuten myös ranne- ja kyynärpääsiteistä on hyötyä harjoittelussa ja maksimisuorituksissa. Apuvälineillä väitettiin olevan kipuja ja tulehduksia estäviä ominaisuuksia, ja lisäksi ne tekevät harjoittelusta turvallisemman. Esimerkiksi yksi voimanostaja sanoi, että hän ei käytännössä voi nostaa maksimituloksia ollenkaan ilman penkkipaitaa, koska olkapään kipu kasvaa niin suureksi. Näihin mielipiteisiin on helppo yhtyä, jos esimerkiksi katsotaan voimailulajien urheilijoiden suorituksia välineillä ja ilman. Esimerkiksi useat voimanostajat hyötyvät polvisiteiden, kyykkytrikoiden ja penkkipaidan

käytöstä useita kymmeniä kiloja. Tietysti on syytä muistaa, että myös välineillä tehdyt suoritukset vaativat voimaa ja tekniikkaa – mitään ei saa ilmaiseksi.

Aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole otettu huomioon materiaalien ominaisuuksia eikä vaikutusta saatuihin tuloksiin. Esimerkiksi Harman ja Frykman (1990) eivät ole ottaneet materiaalin ominaisuuksia huomioon testissään. Kuitenkin saattaa olla niin, että parhaan tuloksen saamiseksi pitäisi löytää optimimateriaali, jonka murtovoima ja – venymäominaisuudet ovat optimit huomioiden tehtävä suoritus. Joustava materiaali voi olla jossakin tapauksessa hyvä, kun taas suhteellisen jäykkä materiaali voi paras tietyn tyyppiseen kuormitustilanteeseen. Olen kuitenkin tässä yhteydessä arvioinut materiaalien ominaisuuksia ja mitattuja hyppy / voimatuloksia sillä periaatteella, että löytyisikö tuloksista jonkinlainen korrelaatio tai jopa trendi.

Yhtenä selvänä havaintona voidaan pitää kangassiteiden huonoa vaikuttavuutta sekä voima- että hyppytuloksissa. Syynä on varmaankin kangassiteiden huono elastisuus, jolloin niiden kyky varastoida energiaa on huono. Kangassiteiden osalta voi sanoa, että niiden osalta on osoitettavissa negatiivinen korrelaatio hyppytuloksiin eli nopeusvoimaan. Toisen koehenkilön osalta kangassiteistä oli jonkin verran hyötyä staattisessa voimasuorituksessa.

Idealsiteiden osalta voi tuloksista todeta, että voiman osalta niillä näyttää olevan positiivista vaikutusta. Tulokset eivät olleet täysin yhtenevät koehenkilöiden osalta, mutta molemmat koehenkilöt olivat sitä mieltä, että niistä oli hyötyä voimasuorituksessa. Hyppysuoritusten osalta idealsiteillä näyttää olleen positiivinen vaikutus 70 asteen kulmalla tehdyissä suorituksissa, toisin erot ovat toisen koehenkilön osalta aika pienet. 90 asteen kulmalla tehdyissä hyppysuorituksissa idealsiteistä ei ollut hyötyä tuloksen paranemisena. Selittäväenä tekijänä saattaa olla se, että alempaan asentoon mentäessä siteen puristava voima kasvaa. Vetokokeen tuloksista voi havaita, että pienellä voimalla venymä on suuri ja kääntäen, että pienellä venymällä voima on pieni.

Idealsiteen + teipin yhdistelmä oli mielenkiintoinen kokeilu. Toisen koehenkilön tulokset voiman osalta ovat hyviä sekä 90- asteen että 70- asteen polvikulmilla silloin kun käytettiin

ko. yhdistelmää. Vastaavasti koehenkilö 2:n osalta idealsiteiden ja teipin yhdistelmällä ei näytä olevan hyötyä 90-asteen kulmalla, mutta 70-asteen kulmalla hyöty on hieman positiivinen. Hyppyjen osalta voi lyhyesti todeta, että koehenkilö 1:n osalta idealside + teipit yhdistelmä antoi paremmat tulokset kuin ilman apuvälineitä, ja koehenkilö 2:n osalta 70-asteen kulmalla tehty suoritus oli parempi kuin ilman varusteita.

Yksikäsitteisen yhteenvedon tekeminen materiaalien ominaisuuksien korrelaatiosta tuloksiin on hankalaa. Voidaan arvioida, että avaintekijä tulosten ja materiaalien välisessä korrelaatiossa on materiaalin jäykkyys- ja elastisuusominaisuudet. Kuten jo aikaisemmin on tullut esille, niin jotkut nostajat suosivat kireällä olevia siteitä ja käyttävät kuitenkin elastisia materiaaleja. Eikä tässä ole selkeä ristiriita ja epäkohta. Miksi materiaalin pitää olla elastista, jos siteiden tiukkuus on tavoiteltava ominaisuus. Väittäisin, että oleellista on laittaa siteet optimitiukkuuteen siten, että niiden elastinen ominaisuus ja kyky varastoida energiaa on paras mahdollinen samalla kertaa kun ne tukevat polvea siten auttavat suorituksessa. Varmaankin on myös niin, että siteen elastiset ominaisuudet, nostajan ominaisuudet ja suoritettava liike vaikuttavat sidontatapaan ja siteen tiukkuuteen. Tätä asiaa tulisi selvittää vielä lisää testaamalla erilaisia materiaaleja, kuormitustapoja, liikesuorituksia, sidontatapoja sekä liikenopeuksia.

Lopuksi voisi vielä todeta, että polvisiteisiin liittyviä tieteellisiä tutkimuksia on aika vähän tarjolla, erityisesti silloin kun teemana on polvisiteiden vaikutus suoritukseen. Olemassa olevan tiedon vähäisyys ihmetyttää siinä mielessä, että polvisiteitä ja muita suoritusta avustavia apuvälineitä käytetään kuitenkin yleisesti sekä harjoittelun että kuntouttamisen puolella. Markkinoilla on useita valmistajia sekä urheiluun liittyvien tukien että vammojen tukemiseen liittyen.

Vaikka aluksi vaikuttaa siltä, että polvisiteiden ja muiden vastaavien tukisiteiden tutkiminen olisi helppoa, niin siihen liittyy kuitenkin useita eri tekijöitä, jotka on otettava huomioon. Jo pelkästään siteiden mekaanisen toiminnan tutkiminen ja materiaaliominaisuuksien ja yksilön tulosten välisen korrelaation määrittäminen on haastava tehtävä. Myös muiden tekijöiden, kuten sidontatavan vaikutuksen määrittäminen on haastavaa. Kun huomioidaan

kaikkien tekijöiden yhteisvaikutus, havaitaan että tutkittava ongelma on monitahoinen ja vaatii perustellun tutkimusasetelman, jossa virhelähteet ja sattumat voidaan sulkea ulkopuolelle.

Polvisiteet ovat vain yksi väline, joita urheilijat käyttävät suoritusten apuna. Tutkimustehtävästä tulee vieläkin mielenkiintoisempi, jos sitä laajentaa koskemaan tukisiteiden käyttöä yleisesti siis myös akuuttien vammojen hoidossa ja postoperatiivisissa hoidoissa. Tutkimustehtävää voi laajentaa koskemaan myös muita välineitä kuin polvisiteitä. Mielenkiintoista olisi suorittaa kattava kartoitus, jossa olisi mukana sekä ala- että yläraajojen tukisiteet, ja mahdollisesti myös penkkipaidat ja nostotrikoot.

6.2 Polvisiteet ja EMG

Lihasaktivaation (EMG) osalta ei tutkimuksessa havaittu suuria eroja ilman polvisiteitä tehdyissä suorituksessa verrattuna polvisiteiden avulla tehtyihin suorituksiin. Suoritustapana oli tosin heikosti voima – EMG mittauksiin soveltuva dynaaminen suoritus, jolloin EMG:n tulkinta vaatii ammattitaitoa, eikä aina silloinkaan saada selville lihasaktivaation suhdetta kuormitukseen (ks. De Luca 1993). Toisaalta polvisiteiden elastisen voiman mittaamiseksi suorituksen tulisi olla dynaaminen, jotta siteiden elastinen voima välittyi liikesuoritukseen. Tämä aiheutti sen, että tutkimusasetelma oli ”paradoksaalinen”, eli tavoitteena oli mitata ja osoittaa EMG:n ja keskinäinen suhde sekä niiden kausaalisuhte polvisiteisiin (polvisiteiden elastisuuteen).

6.3 Tulosten luotettavuus ja virhelähteet

Tutkimuksen tulokset on saatu laitteistoilla, jotka ovat yleisesti käytettyjä, kalibroituja ja tarkastettuja. Tutkimuksessa on syytä olettaa, että laitteet ovat olleet kunnossa ja niiden tarkkuus on ollut riittävä tuomaan esille tutkimuksen tulokset.

Tutkimuksen mahdollisena virhelähteenä ovat koehenkilöiden suoritukset sekä lihasväsymyksen aiheuttamat hajonnat tuloksissa. Tosin tulosten perusteella voi todeta, että yritys-

kerroissa ei näy väsymyksen aiheuttamaa trendiä, ja suoritukset olivat ajallisesti niin lyhyitä, että lihakset eivät ehtineet väsyä.

Hyppyjen osalta virhelähteenä voi olla jalkojen koukistus hypyn loppuvaiheessa, jolloin lentoaika ja siten myös painopisteen nousukorkeus ovat virheellisiä. Lisäksi hyppytyylissä tapahtuvat muutokset, kuten käsien käyttö saattaa vaikuttaa tulokseen. Tässä tutkimuksessa hyppytyyli kuitenkin vakioitiin ja kädet pidettiin lantiolla tai selän takana. Hypyt toteutettiin aina samalla tavalla ja valvoja totesi hypyn oikeellisuuden. Vain muutama hyppy jouduttiin hylkäämään huonon suorituksen vuoksi.

Isometrisessä puristuksessa suoritus oli vakioitu polvikulman mukaan. Laitteisto asennettiin koehenkilön mittojen mukaan ja kokeen valvoja valvoi suoritusta. Isometrisessä puristuksessa jalkojen paikka ja asento vakioitiin. Kokeen valvoja kirjasi ylös puristuksen huippuarvon. Puristus tehtiin staattisesti koko ajan puristaen noin 1,5 – 2 sekunnin ajan. Muutamassa suorituksessa koehenkilö nykäisi lopussa, jolloin voimamittari näytti poikkeavia tuloksia. Näitä tuloksia ei huomioitu mittauksen huipputuloksiksi, koska ne olivat ”impulsiväilyksiä” eivätkä siten kuvanneet isometristä, staattista puristusta.

Lihasktivaatiomittauksissa (EMG) potentiaaliset virhelähteet olivat mittausympäristössä olevat tekniset laitteet, jotka saattoivat aiheuttaa pientä häiriötä erityisesti voimasignaaliin. Muita virhelähteitä olivat mm. De Lucan (1993) mainitsevat muutokset elektrodin paikassa suhteessa lihasfibereihin. Tämä ilmenee erityisesti dynaamisessa suorituksessa, jossa elektrodin paikka muuttuu. EMG – arvoihin vaikuttaa myös liikkeen aikana tapahtunut viipuvarren muutos, joka osaltaan aiheuttaa erilaisen EMG – aktiivisuuden. Tutkimus osoitti kuinka hankalaa on mitata objektiivisesti EMG:tä dynaamisessa suorituksessa. Tutkimus myös osoitti, että käytettävän laitekannan tulisi toimia saumattomasti yhteen ja keruuajkojen tulisi olla yhtenevät, jotta analyysien tekeminen olisi helppoa.

6.4 Jatkotutkimukset

Suoritetun pilottitutkimuksen perusteella voi todeta, että laajemman tutkimuksen toteuttamiselle olisi tarve. Urheilussa käytettävät tekstiilipohjaiset materiaalit ovat kehittyneet viimeisen 10 vuoden aikana erittäin paljon. Asiasta ei löydy kuitenkaan tuoreita tutkimustuloksia, jossa olisi arvioitu avuvälineiden hyötyjä ja haittoja sekä niiden aiheuttamia muutoksia lihasten ja lihashermojen toiminnassa.

Laajemmassa tutkimuksessa tulisi ottaa laajempi otoskoko sekä määrittää urheilutekstiilien hyötyä laajemminkin, koskien myös impulssivoimia ja dynaamista työtä. Lisäksi olisi hyödyllistä selvittää myös muiden kuin polvisiteiden hyötyä. Tutkimuksessa voisi selvittää myös penkkipaidan ja kyykkytrikoiden hyötyä voimailulajien osalta sekä muiden tukisiteiden hyötyjä esim. muiden lajien urheilijoiden osalta.

Erittäin mielenkiintoista olisi selvittää lihaksissa tapahtuva toiminta sekä suoritusten kinematiikka. Olisi hyödyllistä mallintaa liikeanalyysin keinoin, kuinka esim. polvisiteet toimivat ja minkälaisia voimia ne pystyvät siirtämään. Nämä tutkimukset voidaan tehdä mittaamalla lihasten EMG:tä lanka- tai neulaelektrodeilla, suorittamalla liikeanalyysitarkastelua ja mittaamalla välineisiin kohdistuvat voimat.

Jos ajatellaan apuvälineiden hyötyä mekaniikan osalta, voidaan todeta, että niiden hyöty ilmenee silloin kun niihin varastoituu suorituksessa liike – energiaa, joka saadaan hyödynnettyä suorituksen jossakin vaiheessa. Aikaisempien selvitysten perusteella väitettiin, että apuvälineet lämmittävät niveltä ja auttavat siten nesteiden virtausta ja osaltaan myös lämmittävät lihasta. Kolmantena vaikutuksena pidetään psykologista vaikutusta. Nämä asiat tekevät aiheesta osaltaan biomekaanisen, joten kokonaisuudessaan tutkimus olisi kehon biomekaniikan ja tekstiilien mekaanisten ominaisuuksien tutkimusta.

Jos ajatellaan esim. polvisiteiden mekaanista toimintaa, voidaan todeta, että niiden stabiiliuteetti eli paikallaan pysyminen on varastoituvan energian osalta merkittävää. Myös siteiden / apuvälineiden jäykkyysominaisuudet ovat ratkaisevia hyötyjen osalta. Näitä asioita tulisi

tutkia ja määrittää minkälaisella tekstiili- tai komposiittirakenteella saadaan paras tulos aikaan. Paras tulos ei välttämättä ole yksikäsitteinen, vaan se saattaa merkitä absoluuttisesti parasta tulosta tai turvallisuutta tai vammojen estämistä.

Laajemmassa testissä painopiste voisi olla myös erilaisten siteiden (pituus, paksuus, materiaali), sidontatapojen (tiukkuus, sidosten suunta), kuormitusmallien (dynaaminen, staattinen, eksentrisen, konsentrisen, isometrisen) ja liikesuoritusten nopeuden (nopeus-voima, hitaat suoritukset) keskinäisten suhteiden syy-seuraussuhteen määrittäminen (kausaalisuhteet) ja mahdollisen korrelaation suuruuden arviointi. Jo pelkästään näistä tekijöistä muodostetuilla hypoteeseilla saadaan aikaan monivivahteinen tutkimusasetelma, joka kertoo polvisiteiden ominaisuuksien suhteen suoritettavaan tehtävään. Jos tutkimusta halutaan vielä tarkentaa, niin samantyyppiset tekijät voidaan määrittää myös suorittajasta. Selittäviksi tekijöiksi voidaan ottaa esim. koehenkilöiden fyysisten ominaisuuksien vaikutus sekä tottumus apuvälineiden käyttöön. Siten voidaan myös määrittää korreloiko henkilön ominaisuuden ja siteiden käyttötottumus tuloksiin. Lisäksi on mahdollista selvittää vielä siteiden vaikutusta motoristen yksiköiden rekrytoitumiseen ja syttymistiheyteen. Tämä olisi tutkimuksen 3- ulottuvuus.

Yhtenä sivuteemana olisi varmaankin tutkimisen arvoista selvittää, kuinka tavallinen kuntoilija voisi hyödyntää apuvälineitä, ja kuinka välineitä voidaan hyödyntää esim. kuntouttamisen apuna. Olisi hyvä selvittää, voidaanko esim. kangas / kumimateriaalien yhdistämisellä tehdä tukivälineitä, jotka pienentävät esim. impulssivoimia ja toimivat siten iskunvaimentajan tavoin.

Myös urheilijoiden valmentautumisessa voisi olla hyötyä uuden teknologian mahdollisuuksista. Mieleen tulee esim. heittolajien harrastajat tai nyrkkeilijät, joiden nopeusvoimaominaisuuksia voisi kehittää tukisiteiden avulla. Tämäkin asia voisi olla mielenkiintoinen tutkimuksen kannalta. Tukisiteiden käyttöä urheiluvalmennuksessa voisi verrata Westside –harjoitteluohjelmaan, jossa yleisesti käytetään eri vastuksen omaavia kumeja liikesuorituksissa. Kumien ideana on saada tietynlainen vastus nostosuorituksen eri vaiheessa. Esimerkiksi penkkipunnerruksessa tangon lähtöä rinnalta voidaan nopeuttaa kumeilla. Vastaavasti

kyykky- tai maastavetoharjoituksessa kumeilla voidaan tehdä lisäkuormaa noston loppuvaiheessa. Eräs apuväline on esitetty kuvassa 61.



Kuva 61. Maastavedon vetokumit. Lähde: www.voimaharjoittelu.net

7 YHTEENVETO

Yhteenvedon voidaan todeta, että polvisiteillä ei näytä olevan kovin suurta vaikutusta hermo-lihasjärjestelmän toimivuuden säätelyyn testatuissa lihaksissa (vastus lateralis, vastus medialis) kun kuormitusmallina on submaksimaalinen, dynaaminen polven ojennus ja mittausmenetelmänä oli pinta-EMG-mittaus. Polvisiteistä oli hyötyä isometrisessä puristuksessa, kun hyötyä arvioidaan puristuksen voimakkuuden osalta. Vastaavasti polvisiteistä oli jonkin verran hyötyä vertikaalisessa hypyssä (huom. vain toisella koehenkilöllä). Myös dynaamisessa polven ojennuksessa havaittiin polvisiteistä olevan hyötyä, kun sitä arvioitiin saavutettujen tulosten, eli voiman perusteella. Osoituksena siitä on mm. koehenkilöiden mielipiteet sekä havainnot, joissa ilman polvisiteitä nostettu kuorma ei noussut, mutta polvisiteiden avulla kuorma saatiin ylös.

Tuloksiin positiivisesti vaikuttava polvisiteiden mekanismi on todennäköisesti niiden kyky varastoida energiaa ja luovuttaa sitä noston alkuvaiheessa. Tämä ominaisuus tuli esille polvisiteiden elastisuudessa, jossa elastisella siteellä saatiin aikaan parempia tuloksia. Polvisiteillä on positiivinen vaikutus myös nostosuorituksen tekijän henkiseen puoleen, jolloin nostaja voi olla varma, että polvi ei vioitu suorituksessa. Muita etuja, jotka saattavat vaikuttaa positiivisesti tulokseen ovat polvisiteen ominaisuus lämmittää polviniveltä.

8 LÄHTEET

Lähdeluettelo

- Alkner B, Tesch P, Berg H, (2000) Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press; *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 32(2):459, February
- Alt, W, Lohrer H, Gollhofer A, (1999) Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise *Foot & Ankle International* 20, 238-245
- American academy of orthopaedic surgeons (<http://orthoinfo.aaos.org>), www-sivut (15.6.2004)
- Anderson D.L, Sanderson D.J, Hennig E.M, (1995) The role of external nonrigid ankle bracing in limiting ankle inversion *Clinical Journal of Sport Medicine* 5: 18-24
- Anttila Pirkko, (1999) (<http://www.metodix.com>)
- Barrack R.L, Lund P.J, Skinner H.B, (1994) Knee joint proprioception revisited, *Journal of Sport Rehabilitation* 3:18-42
- Barrett D.S, Cobb A.G, Bentley G, (1991) Joint proprioception in the normal, osteoarthritic and replaced knee, *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 73:53-56
- Basmajian J, De Luca C, (1985) *Muscles alive*. 5th ed. Baltimore, MD.: Williams & Wilkins
- Behm D, (2005) Factors Affecting Electromyographic Signals; (http://www.ucs.mun.ca/~dbehm/EMG_Mechanisms.htm) 14.3.2005
- Bigland B, Lippold O, (1954) Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *Journal of Physiology (London)* 125: 322-335
- Bird Michael, (2004) Texas Technical University (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>). www-sivut (3.6.2004)
- Birmingham T.B, Kramer J.F, Inglis J.T, Mooney C.A, Murray L.J et al. (1998) Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain tests; *American Journal of Sports Medicine* 26:562-566
- Brown E.W, (2004) Michigan State University, Department of Kinesiology (<http://edweb6.educ.msu.edu/kin/>). www-sivut (14.6.2004)

Burks R.T, Bean B.G, Marcus R, Barker H.B, (1991). Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices; American Journal of Sports Medicine 19:104-106

Callaghan M, Selfe J, Bagley P, Oldham J, (2002) The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception; Journal of Athletic Training. 2002 March; 37 (1): 19–24

Cornell University, (2004) Department of Material Science and Engineering; (www.mse.cornell.edu). www-sivut (10.6.2004)

Cerny K, (1995) Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome; Physical Therapy 75:672-683

Cholewicki Jacek, (2004) Biomechanics Research Laboratory, Department of Orthopaedics, Yale University School of Medicine (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>), www-sivut (3.6.2004)

Clarys J.P, (2000) Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities; Ergonomics; Volume 43, Number 10 / October 1, 2000; Taylor & Francis

Corrigan J.P, Cashman W.F, Brady M.P, (1992) Proprioception in the cruciate deficient knee; Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume 74: 247-250

Crossley K, Cowan S.M, Bennell K.L, McConnell J, (2000) Patellar taping: is clinical success supported by scientific evidence? Manual Therapy 5:142-150

Cushnaghan J, McCarthy C, Dieppe P, (1995) Taping the patella medially: a new treatment for osteoarthritis of the knee? British Medical Journal 308: 753-755

De Luca C, (1993) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics; Wartenweiler Memorial Lecture (The International Society for Biomechanics) 5 July 1993

De Luca C, (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13, 135-163.

Deuel Nancy R, (2004) University of Maryland Equine Sports Biomechanics Laboratory, University of Maryland, USA (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>) www-sivut (3.6.2004)

Enoka R.M. (2002) Neuromechanics of Human Movement; Human Kinetics 3rd edition; ISBN 0-7360-0251-0

Evans R, (2004) Biomechanics Lab, School of Physical and Health Education, University of Toronto, Canada (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>) www-sivut (3.6.2004)

Ferris D, (2004) Department of Human Biodynamics, University of California at Berkeley, CA 94720, USA (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>) www-sivut (3.6.2004)

Feuerbach J.W, Grabiner M.D, Koh T.J, Weiker G.G, (1994) Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception; American Journal of Sports Medicine 22:223-229

Friden T, Roberts D, Zatterstrom R, Lindstrand A, Moritz U, (1996) Proprioception of the nearly extended knee: measurements of position and movement in healthy individuals and in symptomatic anterior cruciate ligament injured patients Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 4: 217-224

Fridén T, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U, (1989) A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities; American Journal of Sports Medicine 17:118-122

Gandevia S.C, (2001) Physiological Reviews, Vol. 81, No. 4, October 2001, pp. 1725-1789

Gardiner P.F. (2001) Neuromuscular Aspects of Physical Activity, Human Kinetics

Garrick J.G, Requa R.K, (1973) Role of external support in the prevention of ankle sprains; Medicine & Science in Sports & Exercise 5: 200-203

Gelberg N, (2004) Department of Science, Technology and Society, Rochester Institute of Technology (<http://arts.abc.net.au>) www-sivut (10.6.2004)

Giurintano D, (2004) Paul Brand Biomechanics Lab, GWL Hansen's Disease Center, Carville Los Angeles, USA (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>) www-sivut (3.6.2004)

Glick J.M, Gordon R.B, Nishimoto D, (1976) The prevention and treatment of ankle injuries; American Journal of Sports Medicine 4:136-141

Greene T.A, Hillman S.K, (1990) Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise; American Journal of Sports Medicine 18: 498-506

Gross M.T, Clemence L.M, Cox B.D, McMillan H.P, Meadows AF, Piland C.S, Powers W.S, (1997) Effect of ankle orthoses on functional performance for individuals with recurrent lateral ankle sprains; Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 25:245-252

Gross M.T, Everts J.R, Roberson S.E, Roskin D.S, Young K.D, (1994) Effect of DonJoy Ankle Ligament Protector and Aircast Sport-Stirrup Orthoses on functional performance; Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 19:150-156

- Guido J Jr, Voight M.L, Blackburn T.B, Kidder J.D, Nord S, (1997) The effects of chronic effusion on knee joint proprioception: a case study; *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 25: 208-212
- Hals T, Sitler M.R, Mattacola C.G, (2000) Effect of a semi-rigid ankle stabilizer on performance in persons with functional ankle instability; *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 30:552-556
- Harman E. ja Frykman P, (1990) *National Strength & Conditioning Association Journal*, vol.12 issue 5, 1990
- Harrington L, (2004) The effect of patella taping on quadriceps strength and functional performance in normal subjects; *Physical Therapy in Sport* ,Volume 5, Issue 1 , February 2004, Pages 33-36
- Hulmi J, (2001) Lihaksen elastisuus seminaarityö, Jyväskylän yliopisto 2001 (www.jyu.fi)
- Jerosch J, Prymka M. (1996) Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears taking special account of the effect of a knee bandage; *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 115(3-4):162-166
- Johnson R.E, Veale J.R, McCarthy G.J, (1994) Comparative study of ankle support devices; *Journal of the American Podiatric Medical Association* 84:107-114
- Karlsson J, Andréasson G.O, (1992) The effect of ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study; *American Journal of Sports Medicine* 20: 257-261
- Kramer J, Handfield T, Keifer G, Forwell L, Birmingham T.B, (1997) Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patello-femoral pain syndrome and asymptomatic individuals; *Clinical Journal of Sport Medicine* 7:113-118
- Kuster M, Grob K, Kuster M, Wood G, Gachter A, (1999) The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 31(3):368-371, March 1999
- Lawrence J, De Luca C, (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology* 54(6):1653-9.
- Lephart S.M, (1995) The role of proprioception in the treatment of sports injuries *Sports Exercise Injury* 1, 96 102
- Lephart S.M, Kocher M.S, Fu F.H, Borsa P.A, Harner C.D, (1992) Proprioception characteristics following ACL reconstruction; *Journal of Sport Rehabilitation* 1:188-196

Lohrer H, Alt W, Gollhofer A, (1999) Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles; *American Journal of Sports Medicine* 27, 69-75

Manal K, Buchanan T, (2003) A one-parameter neural activation to muscle activation model: Estimating isometric joint moments from electromyograms; *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1197–1202

Manfroy P.P, Ashton-Miller J.A, Wojtys E.M, (1997) The effect of exercise, prewrap, and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance of ankle inversion; *American Journal of Sports Medicine* 25:156-163

Mayers L. B, Khabie V, Castorina R, Styles S.T, (2001) *American Journal of Sports Medicine*

McConnell J, (1986) The management of chondromalacia patellae: a long term solution; *Australian Journal of Physiotherapy* 32:215-223

Merletti R, Hermens H, (2000) Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action; *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 10: 5, pp 283-286

Metcalf R.C, Schlabach G.A, Looney M.A, Renehan E.J, (1997) A comparison of mole-skin tape, linen tape, and lace-up brace on joint restriction and movement performance; *Journal of Athletic Training* 32:136-140

Murphy D, Connolly D, Beynon B, (2003) Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature, *British Journal of Sports Medicine* 37(1): 13 – 29 (www.sportsinjurybulletin.com)

National Bodybuilding & Fitness Magazine, (1996-1997) (<http://nbaf.com/nbaf/>) www-sivut (10.6.2004)

Perlau R, Frank C, Fick G, (1995) The effect of elastic bandages on human knee proprioception on the uninjured population; *American Journal of Sports Medicine* 23:251-255

Perry J, (2005) The Contribution of Dynamic Electromyography to Gait Analysis; (<http://www.var.org/mono/gait/perry.htm>) luettu 14.3.2005

Perry J, Bekey G, (1981) EMG-force relationships in skeletal muscle. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 1981;7(1):1-22

Prymka M, Schmidt K, Jerosch J, (1998) Proprioception in patients suffering from chondropathia patellae; *International Journal of Sports Medicine*

- Pullman S, Goodin D, Marquinez A, Tabbal S, Rubin M, (2000) Clinical Utility of Surface EMG; Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology; American Academy of Neurology, St. Paul, MN. (<http://www.neurology.org/cgi/reprint/55/2/171.pdf>)
- Refshauge K (2000) The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000;32:10-15.)
- Ricard M.D, Sherwood S.M, Schulthies S.S, Knight K.L, (2000) Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion; *Journal of Athletic Training* 35:31-37
- Schamhardt H.C, (2004) Department of Anatomy, Faculty of Veterinary Medicine, Utrecht University, Netherlands (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-1>) www-sivut (3.6.2004)
- SENIAM, (2005) <http://www.seniam.org> (14.3.2005)
- Shapiro M.S, Kabo J.M, Mitchell P.W, Loren G, Tsenter M, (1994) Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape; *American Journal of Sports Medicine* 22:78-82
- Simoneau G.G, Degner R.M, Kramper C.A, Kittelson K.H, (1997) Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin; *Journal of Athletic Training* 32:141-147
- Soderberg G, Cook T, (1984) *Physical Therapy*, 64(12):1813-1820
- Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R, (1990) The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1990;30:141-52.
- Sprigings E.J, Pelton J.D, Brandell B.R, (1981) An EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion; *Canadian Journal of Applied Sports Sciences* 6:72-75
- Totten L, (1990) *National Strength & Conditioning Association Journal*, vol.12 issue 5, 1990
- Trew M, Everett T, (2001) *Measuring and evaluating human movement*, (www.harcourt-international.com/e-books/pdf/148.pdf) 14.3.2005
- Turner D, Sacco P, (1999) Abstracts from ISBS Symposium XVII 1999; Poster Presentation: Force & Electromyographic (EMG) Relationships of Leg Extensors During Ergometer Contractions (<http://www.education.ed.ac.uk/isbs-arc99/8.html>) 14.3.2005

Vaes P.H, Duquet W, Casteleyn P.P, Handelberg F, Opdecam P, (1998) Static and dynamic roentgenographic analysis of ankle stability in braced and nonbraced stable and functionally unstable ankles; American Journal of Sports Medicine 26:692-702

Verbrugge J.D, (1996) The effects of semirigid Air-Stirrup bracing vs. adhesive taping on motor performance; Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 23: 320-325

Verstraete M, (2004) Motion analysis laboratory, Dept. of Biomedical Engineering, University of Akron, USA (sähköpostikeskustelu 7.6.2004)

Werner S, Knutsson E, Eriksson E, (1993) Effect of taping the patella on concentric and eccentric torque and EMG of knee extensor and flexor muscles in patients with patellofemoral pain syndrome ; Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 1993;1(3-4):169-77.

Wilkerson G, (2002) Biomechanical and Neuromuscular Effects of Ankle Taping and Bracing; Journal of Athletic Training. 2002 December; 37 (4): 436–445

Wollner R, (2004) www-sivut: <http://arts.abc.net.au> (5.6.2004)

Väätäinen U, (2001) SOT-lehti 5/2001 vol 24 (www.soy-foa.org/sot-lehti/1-2002/28.pdf)

WWW-lähteet

<http://www.exrx.net> (9.6.2004)

<http://www.sportsinjurybulletin.com> (10.6.2004)

<http://www.sportsinjuryclinic.net> (15.6.2004)

[http:// users.utu.fi/kaamer/T-testi.ppt](http://users.utu.fi/kaamer/T-testi.ppt) (20.4.2005)

www.voimaharjoittelu.net (16.6.2004)

www.voimanosto.com (16.6.2004)

www.3M.com (2.6.2004)

<http://mot.kielikone.fi/mot/tamk/netmot.exe>

http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/moliver/Documents/Academic%20Courses/Lab4_W2005.htm

<http://moon.ouhsc.edu/dthompso/pk/emg/emg.htm>

[http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20,Neuron Anatomy](http://kinesiology.lakeheadu.ca/timtaha/kin27112005/285,20,Neuron%20Anatomy)

http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/moliver/Documents/Academic%20Courses/Lab4_W2005.htm

<http://www.200.com/Research/index.html> www-sivut (5.6.2004). University of Kansas, Brigham Young University, Colorado State, University of Texas at San Antonio and Texas Tech

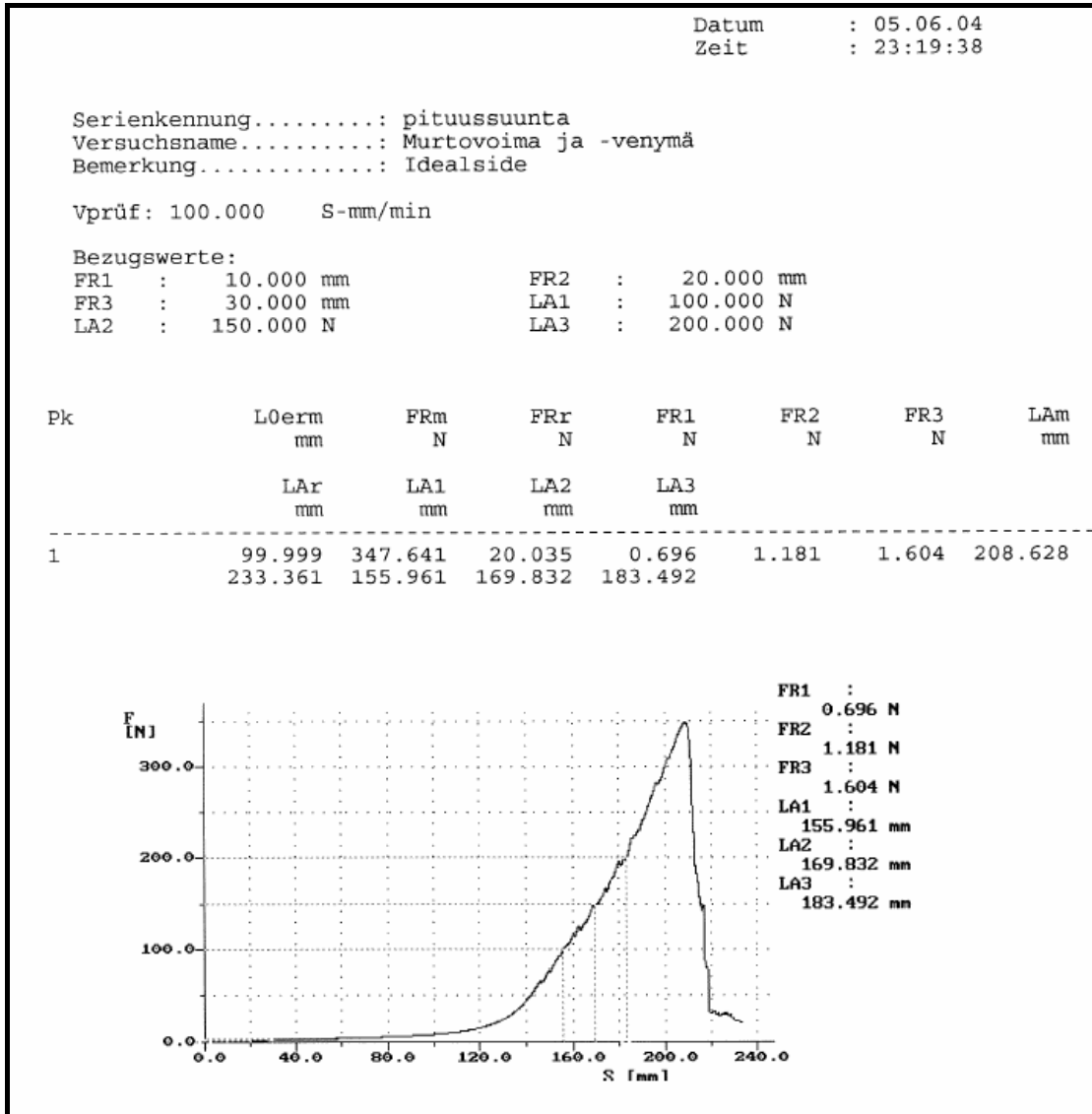
LIITE 1

”Duct” teipin ominaisuuudet. Lähde: www.3M.com

Technical Data		March, 2004			
Product Description	3M™ Duct Tape 3900 is a general purpose, conformable cloth duct tape made with polyethylene film over cloth scrim and rubber adhesive. A good choice for general maintenance, wrapping, sealing, protecting and color coding.				
Product Construction	Backing	Adhesive	Colors	Standard Roll Length	Standard Width
	Polyethylene over cloth scrim	Rubber	Blue, black, olive, red, silver, white, yellow	60 yds. (54.8 m)	1.89 in. (48 mm)
Typical Physical Properties	Note: The following technical information and data should be considered representative or typical only and should not be used for specification purposes.				
					ASTM Test Method
	Adhesion to Steel:	56 oz./in. width (62 N/100 mm)			D-3330
	Tensile Strength:	22 lbs./in. width (385 N/100 mm)			D-3759
	Elongation at Break:	15%			D-3759
	Thickness:	7.7 mils (0.19 mm)			D-3652
	Temperature Use Range:	Up to 200°F (93°C)			
Features	<ul style="list-style-type: none">• Polyethylene backing resists moisture prolonging the tape bond in moist or humid environments.• Rubber adhesive sticks well to many surfaces. Once applied, 3M tape 3900 stays where you put it. It is a versatile tape for many applications.• 3M tape 3900 is conformable and can be applied to irregular surfaces.• Backing has good tensile strength for tough applications.• Tape tears straight and easy by hand. It's easy to use.• Seven colors are available for color coding or to match a surface.• Low tack roll edges make the 3M tape 3900 easier to unwrap and keeps edges cleaner so there is less surface contamination and less wasted tape.• Individual roll wrap preserves integrity of the roll with less waste and easy identification. The core identification insures that the correct tape is used for the job.				

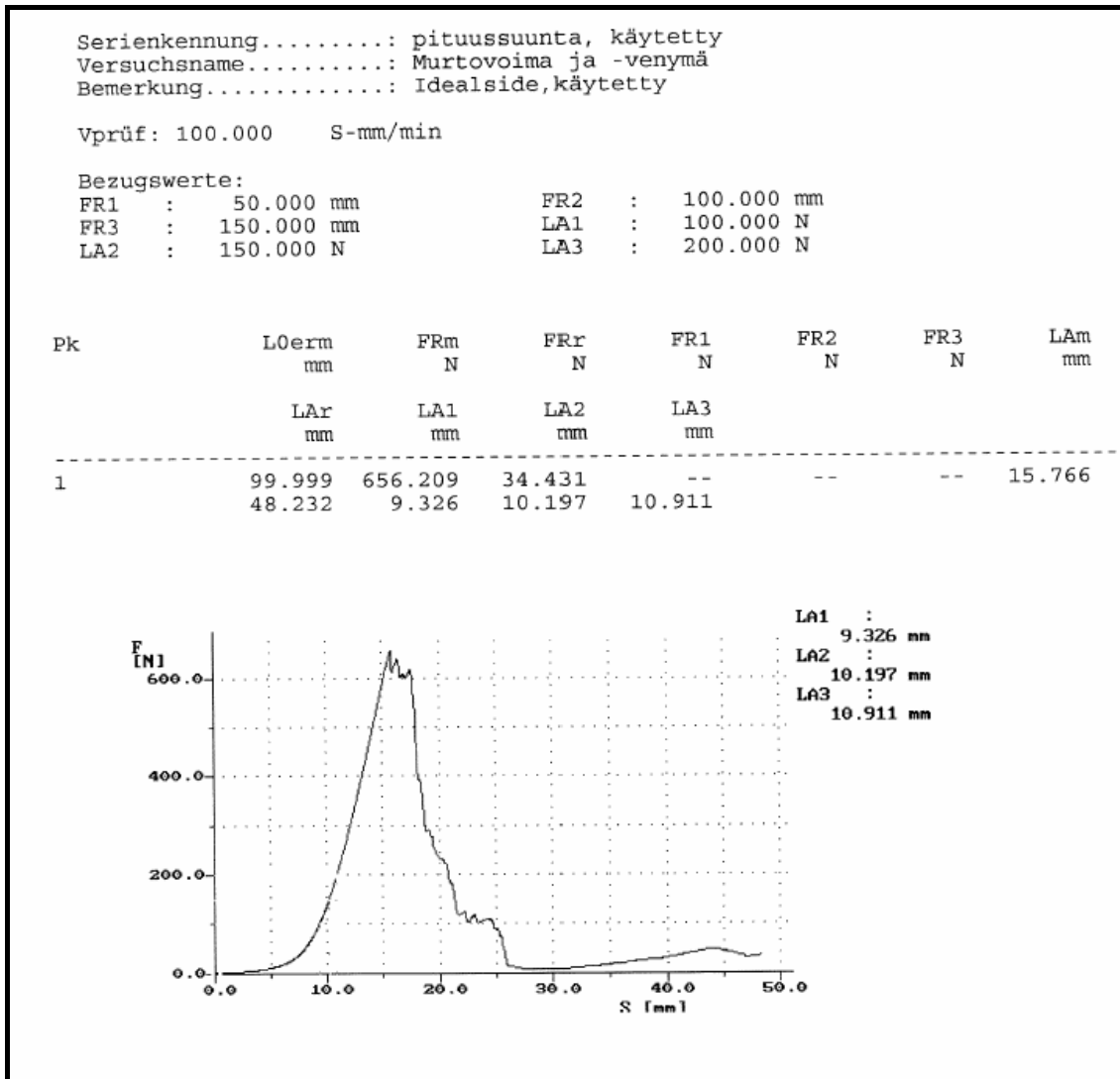
LIITE 2

Tavallisen idealsiteen murtovoima ja -venymäkuvaaja



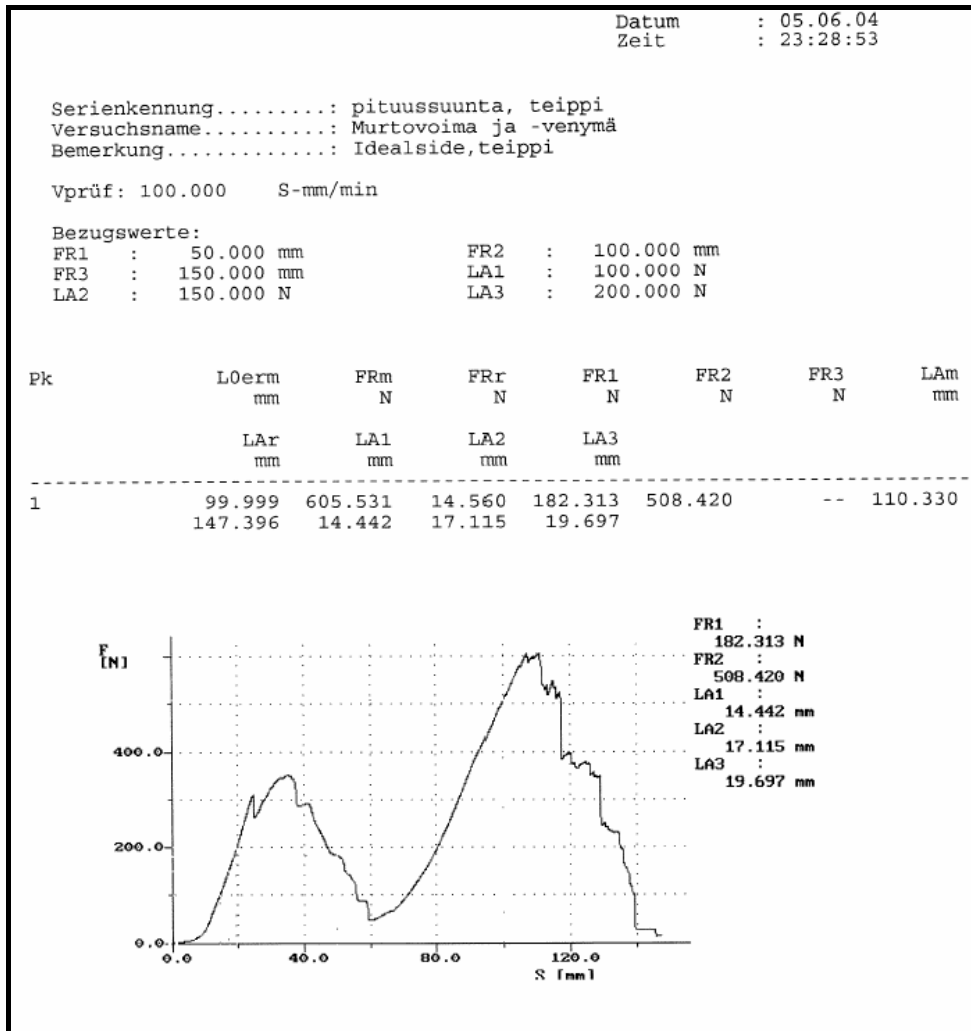
LIITE 3

Kangassiteiden murtovoima ja -venymätiedot



LIITE 4

Idealsiteen + teipin murtovoima ja -venymäkuvaaja

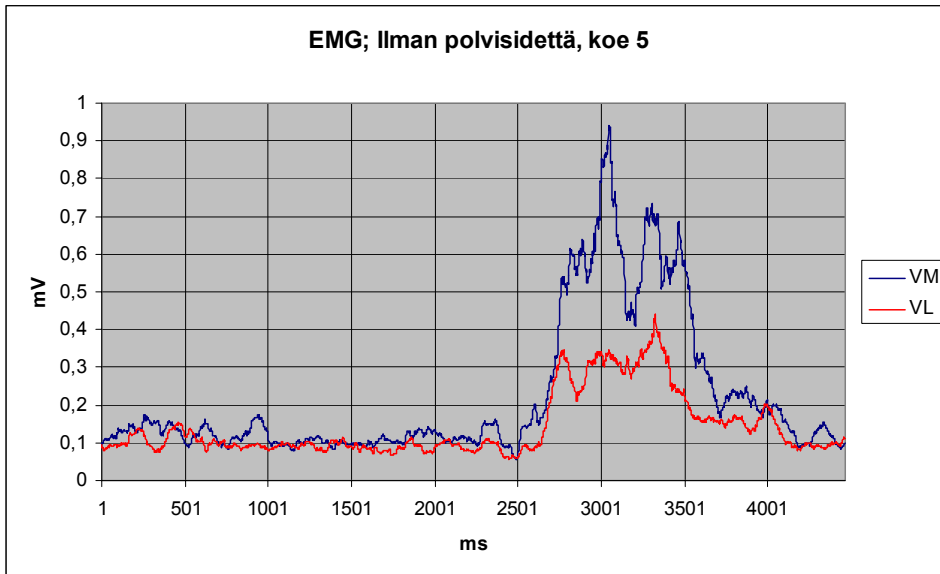


LIITE 5

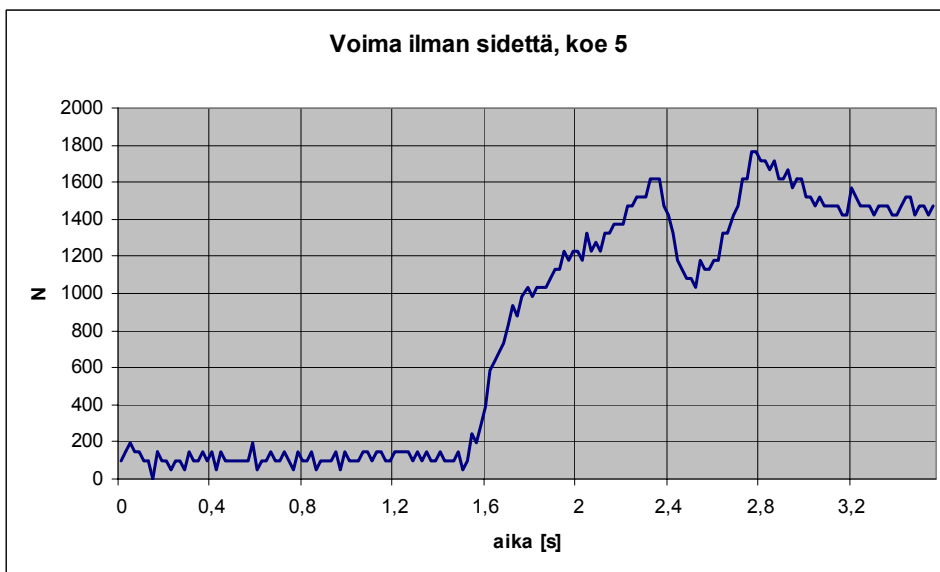
Saatavilla olevat polvisiteet, katsaus www- sivuille

Markkinoilla on runsaasti saatavilla erilaisia polvisiteitä ja myös muita tukisiteitä sekä nostotrikoita ja penkkipaitoja. Lyhyt katsaus www- sivuille tuotti melko laajan valikoiman polvisiteitä, toisin www- sivuilla ei mainittu siten voimaominaisuuksista mitään, mutta materiaaleista oli tietoa kuitenkin. Suomessa myytävistä voimanostoon tarkoitetuista siteistä tuotenimet Titan, Metal Black Line, Crain's Genesis ja Frantz olivat mainittuja. Metal Black Linen yhden polvisiteen osalta oli maininta, että materiaali on 75 % polyesteria ja 25 % kumia. (Lähde: www.voimaharjoittelu.net). Myös kansainvälisiltä sivuilta löytyi melko paljon erilaisia kaupallisia ilmoituksia magneettiominaisuuksia sisältävistä polvisiteistä (www.50plushealth.co.uk) sekä voimailuun liittyvistä tuotteista, esim. (www.bodybuilding.com), (www.pullumsports.com) ja (www.bodyworks-nutrition.com). Google – haku tuotti hakusanalla ”knee wraps” yhteensä 10 900 hakutulosta, joten en lähtenyt käymään niitä läpi. Yleisesti voi todeta, että suuri osa sivuista on kaupallisia ja tuotteiden teknisistä ominaisuuksista ei ollut tietoa saatavilla. Yhteisenä nimittäjänä markkinoitavilla tuotteilla oli maininta niiden elastisuudesta ja kestävyydestä. Nämä ovat varmaankin sellaisia ominaisuuksia joita siteiden valmistajat pitävät tärkeinä. Tutkimustulosten ja vertailumahdollisuuksien puuttuessa ei www- sivujen perusteella voi sanoa mitään tuotteiden tuomasta hyödyistä nostotuloksiin ja vammojen ehkäisyyn.

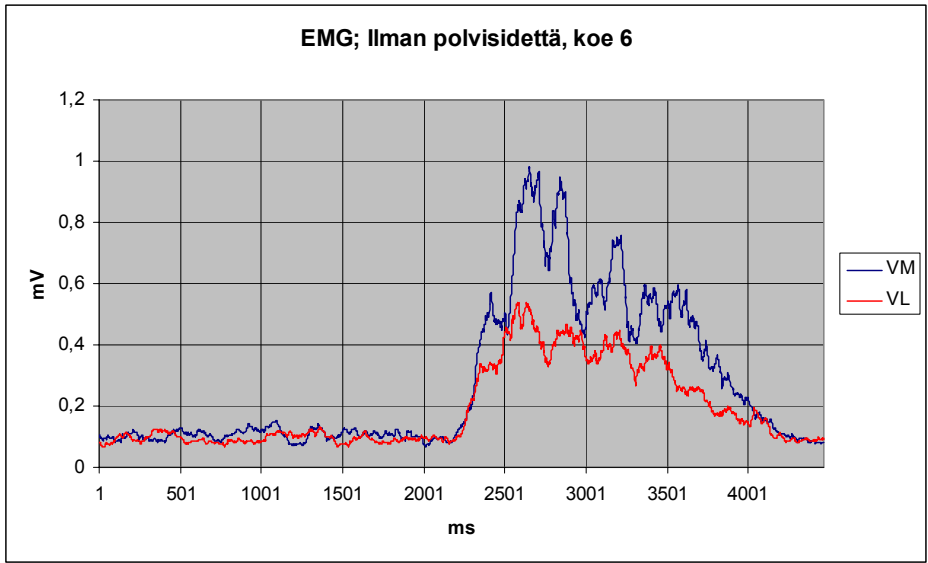
LIITE 6: Voima – EMG -kuvaajia



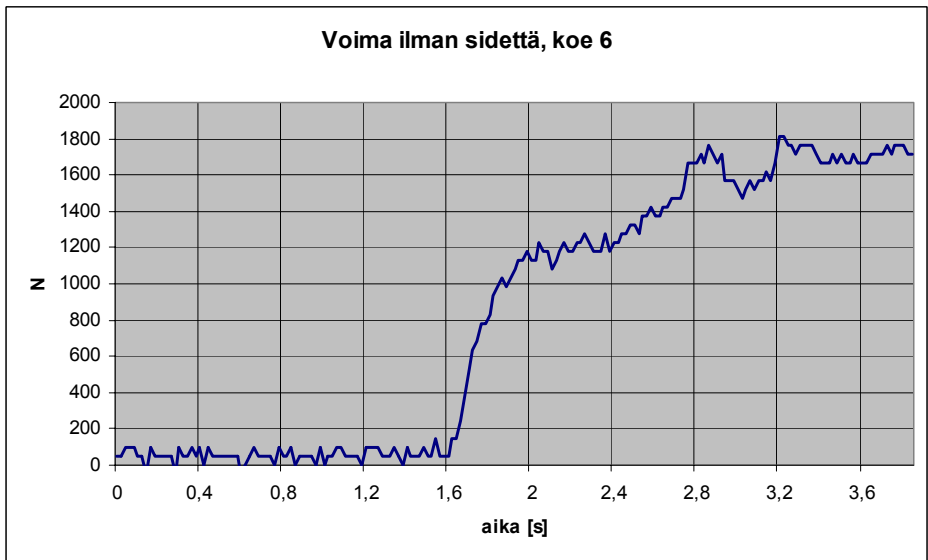
EMG ilman polvisidettä, koe 5



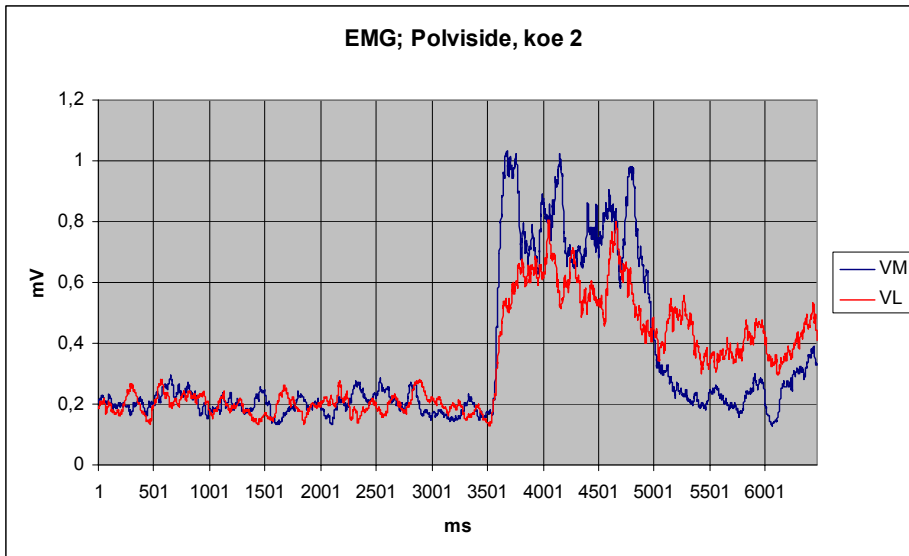
Voima ilman polvisidettä, koe 5



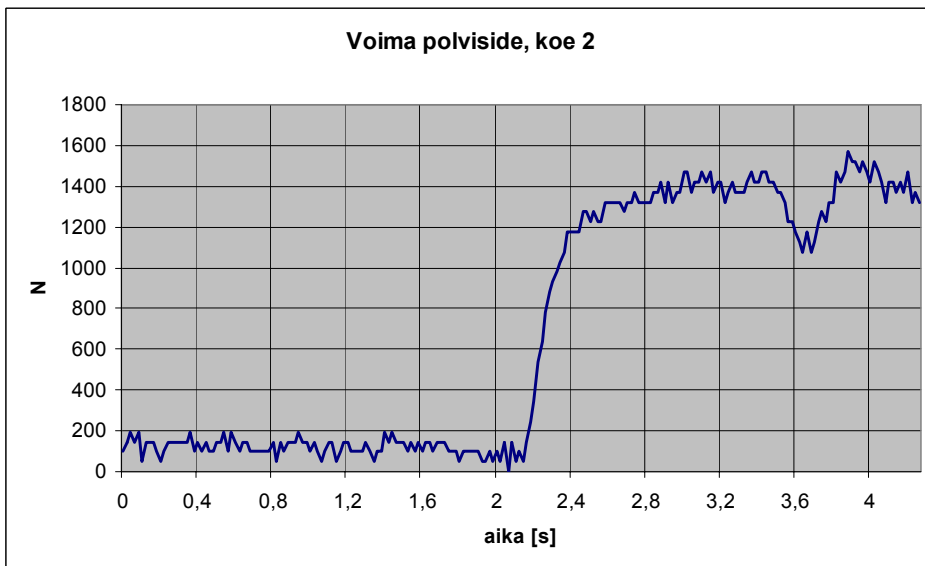
EMG ilman polvisidettä, koe 6



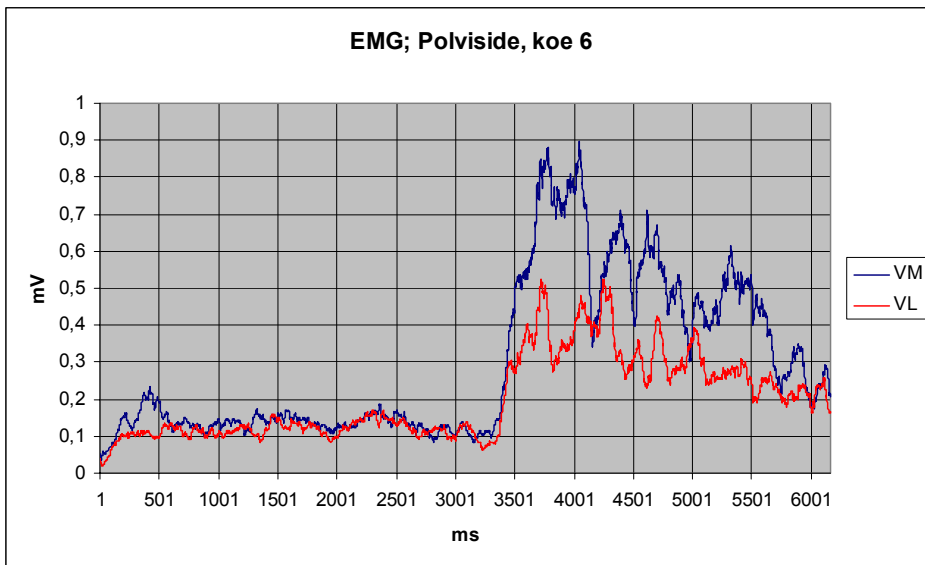
Voima ilman polvisidettä, koe 6



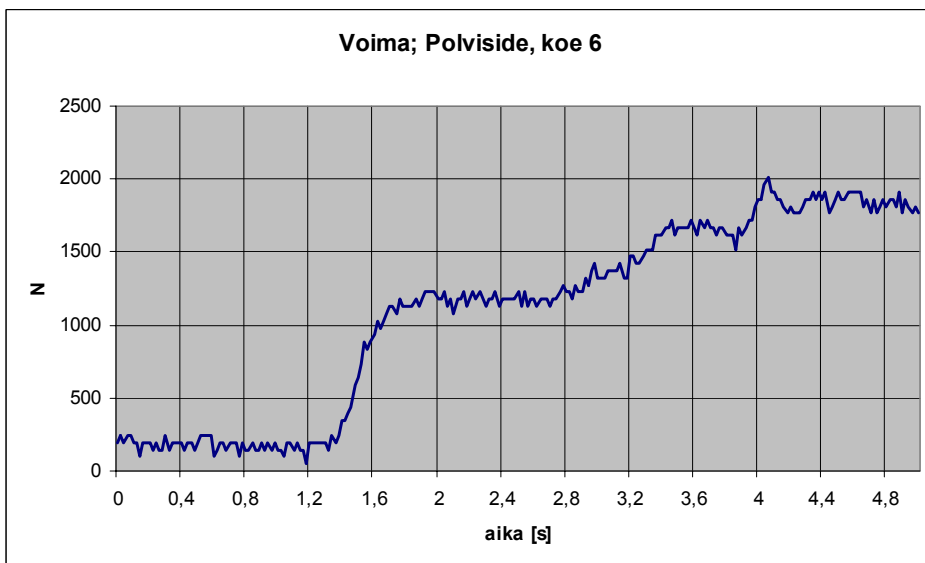
EMG, ”wrap” -tyyppinen polviside, koe 2



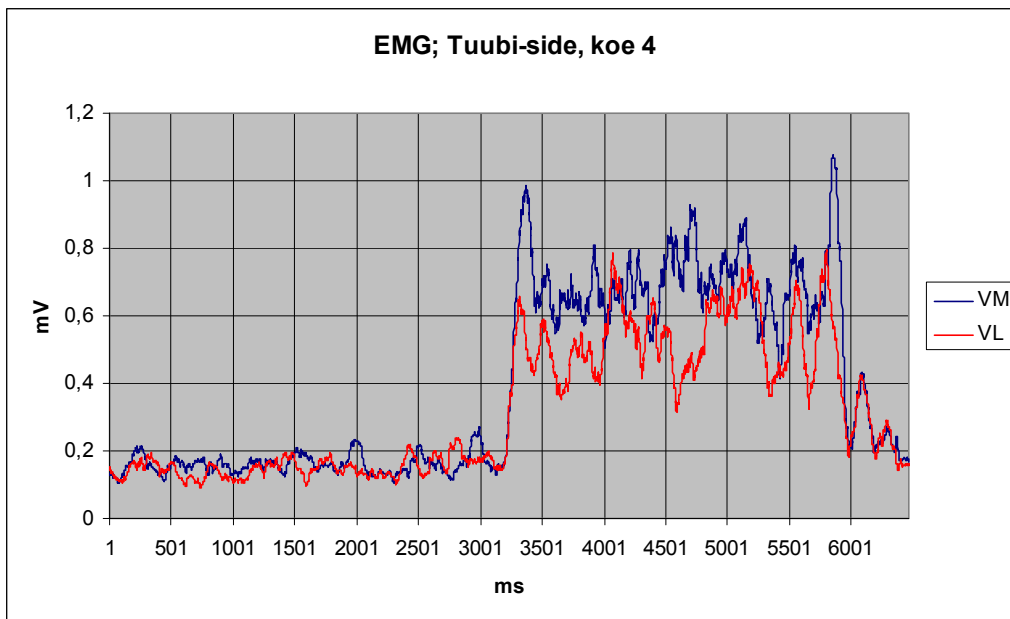
Voima: ”wrap” -tyyppinen polviside, koe 2



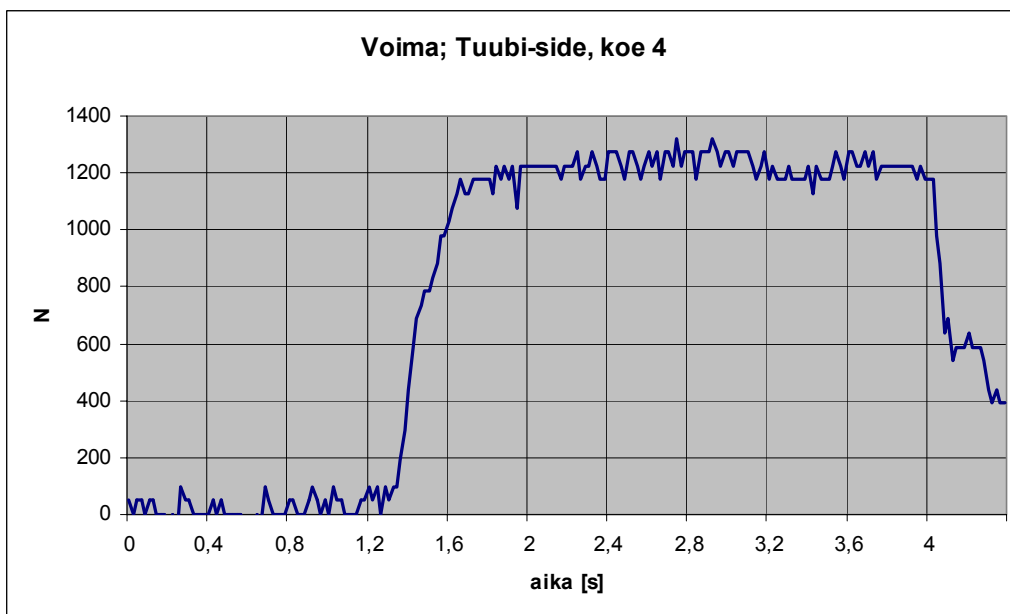
EMG, ”wrap”- tyyppinen polviside, koe 6



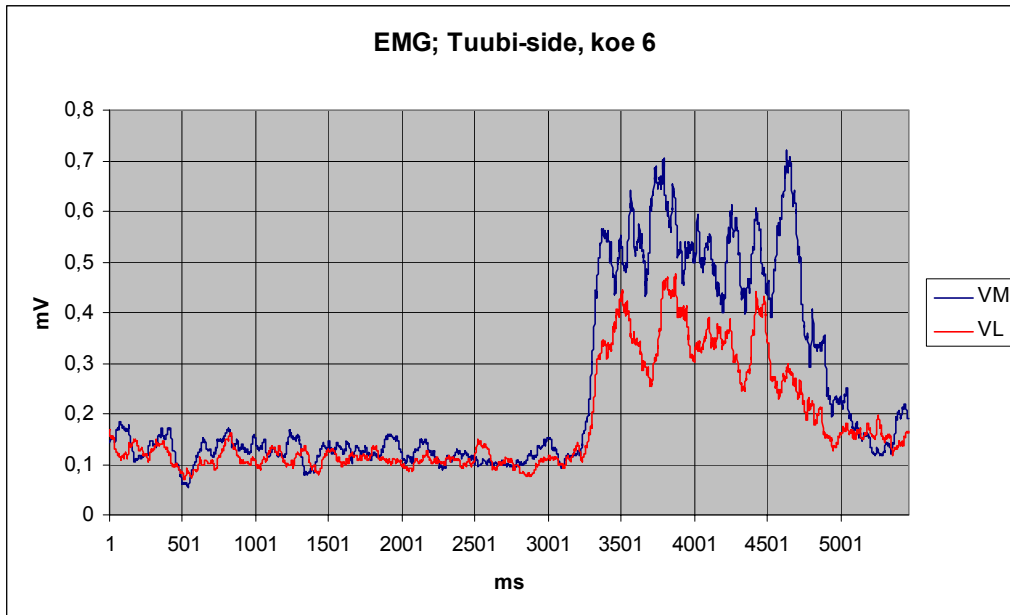
Voima: ”wrap”-tyyppinen polviside, koe 6



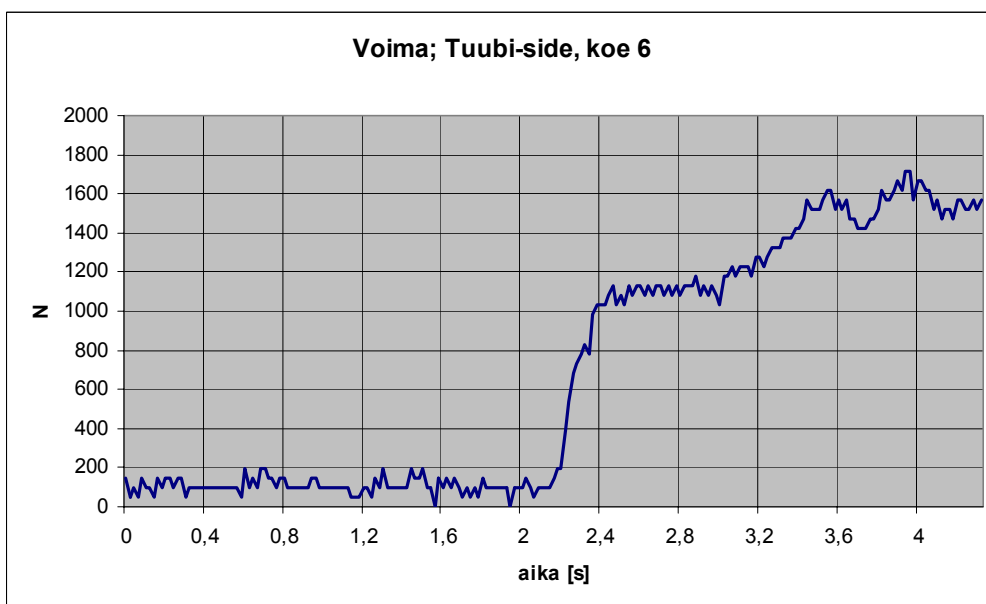
EMG, tuubi- tyyppinen polviside, koe 4



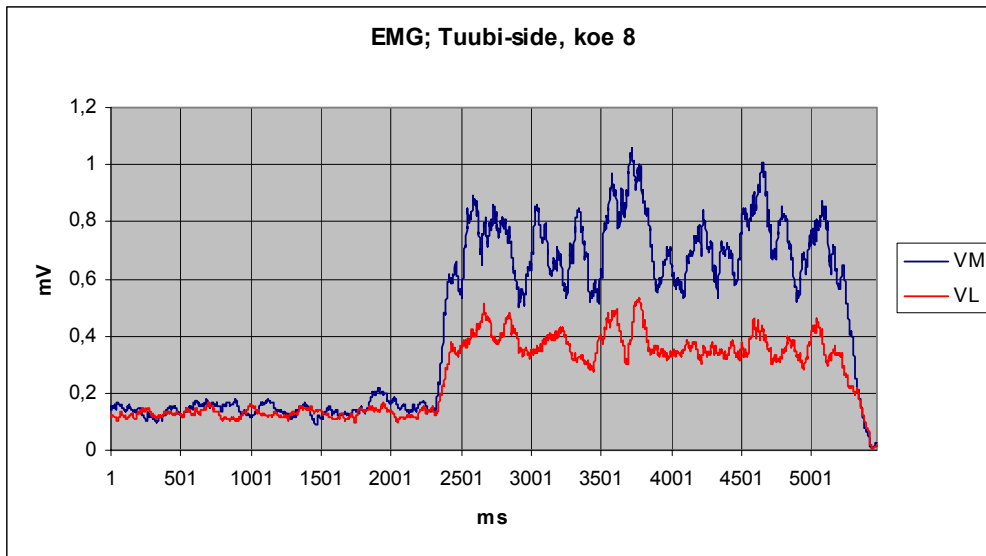
Voima: tuubi-tyyppinen polviside, koe 4



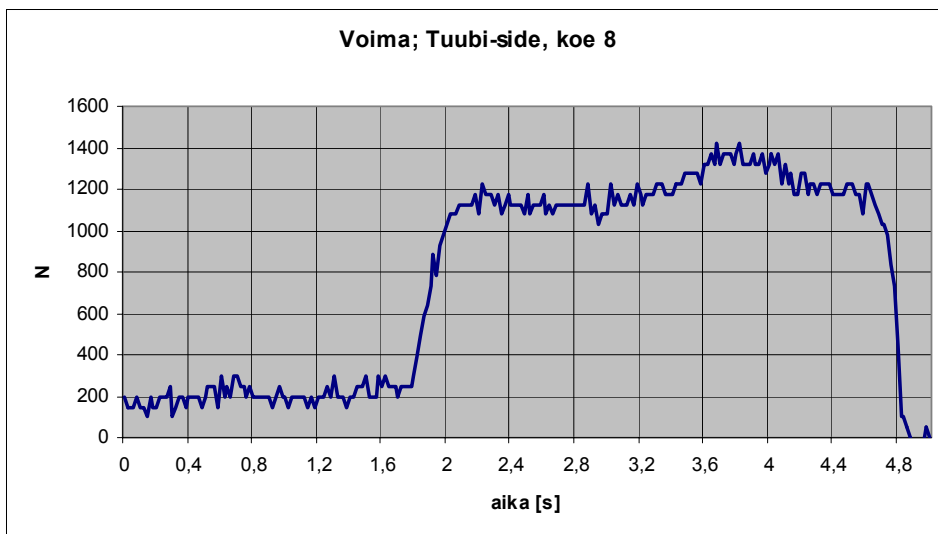
EMG, tuubi- tyyppinen polviside, koe 6



Voima: tuubi-tyyppinen polviside, koe 6



EMG, tuubi- tyyppinen polviside, koe 8



Voima: tuubi-tyyppinen polviside, koe 8