

**PAINONNOSTOVYÖN VAIKUTUS MEKAANISEN TEHON
TUOTTOON JA EMG-AKTIIVISUUTEEN JALKAKYYKYSSÄ**

Eero Savolainen

Valmennus- ja testausoppi

kandidaatin tutkielma

Kevät 2015

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja: Juha Ahtiainen

TIIVISTELMÄ

Eero Savolainen (2015) Painonnostovyön vaikutus mekaanisen tehon tuottoon ja EMG-aktiivisuuteen jalkakyykyssä. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, valmennus- ja testausopin kandidaatintutkielma, 44 s.

Nopeusvoimaharjoittelulla pyritään kehittämään urheilijan kykyä tuottaa maksimaalisen paljon voimaa mahdollisimman lyhyessä ajassa. Tätä voiman ja voimantuottonopeuden yhteyttä ilmaistaan mekaanisella teholla. Harjoittelun kannalta olisi olennaista pyrkiä kehittämään mekaanista tehoa ja kyetä siirtämään tämä varsinaiseen lajisuoritukseen. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia painonnostovyön vaikutuksia mekaanisen tehon tuottoon sekä päävaikuttaja- että tukilihasten EMG -aktiivisuuden muutoksiin nopeusvoima periaatteella suoritettussa jalkakyykykuormituksessa.

Tutkimukseen osallistui 12, 21–25-vuotiasta miestä, lajitaustoiltaan pääasiassa palloilijoita tai voimaharjoittelijoita. Tutkittavat suorittivat 90 asteen polvikulmasta jalkakyykyjä 20, 40, 60 ja 80 %: n kuormilla yhdentoiston maksimistaan, painonnostovyön kanssa ja ilman vyötä. Heidän tavoitteenaan oli suorittaa konsentrinen vaihe mahdollisimman nopeasti. Liikkeen konsentrisesta vaiheesta mitattiin keski- ja huipputehoa, huippunopeutta sekä muutoksia EMG -aktiivisuudessa.

Tulokset osoittivat, että 80 %:n kuormalla maksimista painonnostovyön vaikutuksesta keskiteho ja huippunopeus olivat tilastollisesti merkitsevästi suuremmat, kuten myös external oblique -lihaksen EMG -aktiivisuus, kuin vastaavilla kuormilla ilman painonnostovyötä. Tätä pienemmällä kuormilla painonnostovyöllä ei ole havaittu merkitystä mitattuihin muuttujiin.

Johtopäätöksenä voidaan todeta painonnostovyön olevan hyödyksi nopeusvoimaharjoittelussa lähellä maksimia olevilla kuormilla, ainakin käytettyä tutkimusotosta vastaavilla henkilöillä. Pienemmällä kuormilla ei painonnostovyöllä vaikutusta olevan merkitystä. Tämä oli tiettävästi ensimmäinen tutkimus painonnostovyön vaikutuksista nopeusvoimakuormituksessa. Lisää tutkimusta tarvitaan siitä, miten painonnostovyö vaikuttaa jalkakyykyn tekniikkaan sekä millainen siirtovaikutus painonnostovyön kanssa suoritettulla harjoittelulla on ilman painonnostovyötä suoritettavaan kilpailusuoritukseen.

Avainsanat: nopeusvoimaominaisuudet, mekaaninen teho, EMG-aktiivisuus, jalkakyyky

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 NOPEUSVOIMA	2
2.1 Voima - nopeusriippuvuus.....	2
2.2 Mekaaninen teho ja optimitiho	3
2.3 Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat biologiset tekijät	4
2.4 Nopeusvoimaharjoittelun pääperiaatteet	6
3 JALKAKYYKKY	8
4 PAINONNOSTOVYÖN VAIKUTUKSET VOIMAHARJOITTELUSSA	11
4.1 Painonnostovyön vaikutus lihasten EMG-aktiivisuuteen.....	11
4.2 Painonnostovyön vaikutus vatsansisäiseen paineeseen ja selkään kohdistuvaan kuormitukseen	13
4.3 Painonnostovyön vaikutus liikemalleihin.....	13
4.4 Painonnostovyön vaikutus loukkaantumisriskiin	14
5 TUTKIMUSKYSYMYKSET JA HYPOTEEESIT	15
6 MENETELMÄT.....	17
6.1 Tutkittavat.....	17
6.2 Tutkimusasetelma.....	18
6.3 Mittausmenetelmät ja analysointi.....	19
7 TULOKSET	23
7.1 Konsentrisen vaiheen keskiteho	23
7.2 Konsentrisen vaiheen huipputeho.....	25
7.3 Konsentrisen vaiheen huippunopeus	26

7.4	EMG-aktiivisuuden muutokset.....	28
7.5	Polvikulma ja suoritusjärjestys.....	32
8	POHDINTA.....	33
	LÄHTEET	41
	LIITTEET	

1 JOHDANTO

Useimmissa urheilusuorituksissa voimantuottoaika on rajallinen, jolloin on tärkeää kyetä tuottamaan mahdollisimman paljon voimaa, usein lyhyissä ja rajallisissa voimantuottoajoissa. Tätä hermojärjestelmän kykyä tuottaa mahdollisimman suuri voima mahdollisimman lyhyessä ajassa sanotaan nopeusvoimaksi tai mekaaniseksi tehoksi. Urheilijan nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttaa niin lihasjännekompleksin rakenteelliset kuin neuraaliset tekijät. Nopeusvoimaharjoittelulla pyritään parantamaan urheilijan voima – nopeusominaisuuksia urheilijan tarpeiden sekä lajin vaatimusten mukaan ja siirtämään parantuneet ominaisuudet lajisuoritukseen. Korkeamman tason urheilijoiden onkin osoitettu kykenevän tuottamaan korkeamman maksimaalisen tehon verrattuna heitä alemman tason urheilijoihin (Haff & Nimphius, 2012).

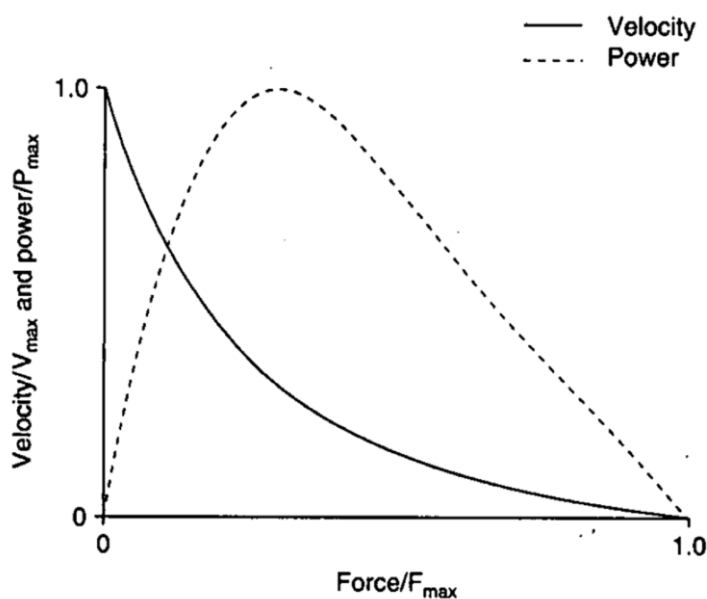
Tutkimuksissa painonnostovyön käytön on todettu lisäävän liikenopeutta lähellä yhden toiston maksimia suoritetuilla jalkakyykkykuormilla (Lander 1992; Zink ym. 2001). Kuorman ja liikeradan ollessa vakio liikenopeuden kasvu lisää suorituksen tehoa, jolloin harjoite kehittää paremmin nopeusvoimaominaisuuksia. Painonnostovyön vaikutusta liikenopeuteen jalkakyykyssä ei ole kuitenkaan tutkittu nopeusvoimakuormituksessa, jossa tavoitteena on tuottaa maksimaalinen teho. Liikenopeuden kasvamista painonnostovyön vaikutuksesta on selitetty vatsansisäisen paineen kasvamisen seurauksena. Vatsansisäinen paine stabiloi keskivartaloa, jonka seurauksena saavutetaan suurempi liikenopeus, vähentäen samalla selkään kohdistuvaa kuormitusta. (Lander 1992.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli verrata painonnostovyön vaikutusta mekaanisen tehon tuottamiseen, liikenopeuteen sekä sen aiheuttamia muutoksia liikkeen päävaikuttaja- ja vartalon tukilihasten EMG-aktiivisuudessa, nopeusvoimaperiaattein suoritettussa jalkakyykkykuormituksessa.

2 NOPEUSVOIMA

2.1 Voima - nopeusriippuvuus

Konsentrisessa lihastyössä voima (F) ja voimantuottonopeus (v) ovat kääntäen verrannollisia keskenään (Kuva 1). Konsentrisen voimantuottonopeuden kasvaessa voidaan lihassupistuksessa tuottaa vähemmän voimaa, sekä vastaavasti voimantuoton kasvaessa voimantuoton nopeus hidastuu. Tämä selittyy aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuvien poikittaissiltojen määrän yhteydestä voimantuoton tasoon. Suurilla nopeuksilla voimantuotto jää pieneksi, sillä poikittaissillat eivät ehdi kiinnittyä ja irrottautua tarpeeksi nopeasti tuottaakseen maksimaalisen voiman. (Enoka 2008, 229-235.)



KUVA 1. Voima-nopeuskäyrä ja tehokäyrä (Cormie ym. 2011a).

2.2 Mekaaninen teho ja optimateho

Mekaanisella teholla (P) tarkoitetaan tehdyn työn (W) ja sen suorittamiseen käytetyn ajan (t) suhdetta. Teho voidaan määrittää joko jakamalla tehty työ (W) siihen käytetyllä ajalla (t) tai tuotetun keskimääräisen voiman (F) ja voimantuoton nopeuden (v) tulona. (Enoka 2008, 87.)

$$P = \frac{W}{\Delta t} = \frac{F \cdot \Delta r}{\Delta t} = Fv$$

Voima-nopeusriippuvuudesta tiedämme voiman ja voimantuottonopeuden olevan kääntäen verrannollisia. Tämä tarkoittaa sitä, että suurinta mekaanista tehoa ei yleensä saavuteta voima-nopeuskäyrän ääripäissä, sillä suurilla voimatasoilla mekaaninen teho jää pieneksi alhaisen voimantuottonopeuden takia, ja vastaavasti suurilla voimantuottonopeuksilla mekaaninen teho jää pieneksi alhaisten voimatasojen takia (kuva 1). (Enoka 2008, 229–235.)

Optimateholla tarkoitetaan sitä kuormituksen määrää, jolla saavutetaan suurin mekaaninen teho (Comfort ym. 2012). Optimateho vaihtelee liikkeen ja harjoittelutaustan mukaan, mutta yleisesti ballistisissa liikkeissä optimateho saavutetaan 0–50 %:n kuormilla ja painonnostoliikkeissä 50–90 %:n kuormilla yhden toiston maksimista (Cormie ym. 2011b). Optimatehoalueella harjoitteluun saa aikaan suurimman kehityksen maksimaalisen mekaanisen tehon tuotossa, mutta sen vaikutusmekanismit ovat vielä hieman epäselviä. Vallitsevan käsityksen mukaan optimatehoalueella harjoitteluun saa aikaan uniikin stimuluksen, joka aiheuttaa maksimaalista adaptaatiota neuraalisessa aktivaatiossa. (Cormie ym. 2011b; McBride ym. 2002.)

2.3 Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat biologiset tekijät

Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat tekijät voidaan jakaa neuraalisiin, morfologisiin, sekä lihasmekaanisiin tekijöihin (Cormie ym. 2011a). Neuraaliset tekijät on esitetty taulukossa 1, morfologiset tekijät taulukossa 2 ja lihasmekaaniset tekijät taulukossa 3.

TAULUKKO 1. Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat neuraaliset tekijät.

Neuraaliset tekijät	Vaikutusmekanismi	Biologinen perusta	Lähde
<i>Motoristen yksiköiden rekrytointi</i>	Maksimaalisen tehon tuoton kannalta olennaista on korkean syttymiskynnyksen (tyypin FR ja erityisesti tyypin FF) motoristen yksiköiden rekrytointi mahdollisimman tehokkaasti ja nopeasti.	Motoriset yksiköt rekrytoidaan Hennemanin kokoperiaatteen mukaan pienemmästä motorisesta yksiköstä isompaan. On mahdollista, että ballistisen harjoittelun myötä suurten motoristen yksiköiden rekrytointi tehostuu.	Enoka 2008, 215-228; Bomba & Haff 2009, 263-264; Cormie ym. 2011a
<i>Motoristen yksiköiden syttymistaajuus</i>	Syttymistaajuuden nouseminen vaikuttaa lihassolun voiman tuottoon lisäämällä lihassupistuksen tuottamaa voimaa jopa 300-1500 %. Lisäksi kasvanut syttymistaajuus lisää lihassupistuksen voimantuoton nopeutta.	Syttymistaajuuden noustessa hermoimpulssit välittyvät alfamotoneuronista lihassoluihin tiheimmin mahdollistaen voiman tuoton kasvamisen.	Bomba & Haff 2009, 264; Enoka 2008, 222-223; Cormie ym. 2011a
<i>Motoristen yksiköiden synkronisaatio</i>	Synkronisaatio saattaa lisätä voimaa eri lihasten välillä parantamalla koordinaatiota agonistien välillä.	Motoristen yksiköiden syttyminen yhdenaikaisesti saattaa lisätä voimantuottoa summaation kautta.	Cormie ym. 2011a
<i>Lihasten välinen koordinaatio</i>	Liikkeen aikainen agonistin, antagonistin sekä synergistin tarkoituksenmukainen aktiivisuus mahdollistaa tehokkaan ja taloudellisen liikkumisen.	Agonistin aktivaatiota tuetaan lisäämällä synergistin aktivaatiota samalla vähentäen antagonistin aktivaatiota.	Enoka 2008, 298; Cormie ym. 2011a

TAULUKKO 2. Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat morfologiset tekijät.

Morfologiset tekijät	Vaikutusmekanismi	Biologinen perusta	Lähde
<i>Lihassolujakauma</i>	Tyypin II-lihassolut ovat eduksi nopeassa voiman tuotossa, tyypin I-lihassoluihin verrattuna	Tyypin II-lihassolut tuottavat suuremman tehon poikkileikkauspinta-alaansa nähden	Enoka 2008, 222–223; Bomba & Haff 2009, 265.
<i>Poikkileikkauspinta-ala</i>	Suuremman poikkileikkauspinta – alan omaava solu voi tuottaa enemmän voimaa ja siten suuremman tehon.	Yksittäisen lihassolun tuottama voima on suoraan verrannollinen sen poikkileikkauspinta - alaan, lihassolutyypistä riippumatta.	Shoepe ym. 2003; Cormie ym. 2011a
<i>Lihassolun pituus</i>	Pidempi lihassolu saavuttaa suuremman supistumisnopeuden ja voi siten tuottaa suuremman tehon.	Lihassolun pituus on suoraan verrannollinen sen supistumisnopeuteen, aktiivisuuden ollessa vakio	Kumagai ym. 2000; Cormie ym. 2011a
<i>Lihassolun pennaatiokulma</i>	Suuremmilla pennaatiokulmilla voiman ja tehon tuotto on suurempi.	Lihaksen pennaatiokulman kasvaessa enemmän lihassoluja voi järjestäytyä rinnakkain, jolloin lihas voi tuottaa enemmän voimaa massaansa nähden.	McArdle 2007, 370–371; Cormie ym. 2011a

TAULUKKO 3. Nopeusvoimaominaisuuksiin vaikuttavat lihasmekaaniset tekijät.

Lihasmekaaniset tekijät	Vaikutusmekanismi	Biologinen perusta	Lähde
<i>Voima-nopeussuhde</i>	Voimantuottonopeuden kasvaessa lihaksen kyky tuottaa voimaa heikkenee.	Voimantuottonopeuden kasvaessa aktiini- ja myosiinifilamenttien väliset poikittaissillat eivät ehdi kiinnittyä maksimaalisen voimantuoton kannalta optimaalisesti.	Cormie ym. 2011a
<i>Pituus-jännityssuhde</i>	Tehon tuoton kannalta voima on tärkeässä roolissa, joten pituus-jännityssuhteella on tärkeä vaikutus tehoon	Sarkomeeri operoi optimaalisella pituudella kun poikittaissilloja muodostetaan maksimaalinen määrä.	Cormie ym. 2011a

<i>Lihastyötapa</i>	Dynaamisessa liikkeessä esiintyvä venymislyhenemissykli mahdollistaa suuremman tehon tuoton verrattuna vain konsentriseen liikkeeseen	Venymislyhenemissykli mahdollistaa elastisen energian hyväksi käytön sekä mahdollistaa tuottaa voimaa pidemmän aikaa.	Cormie ym. 2011a
---------------------	---	---	------------------

2.4 Nopeusvoimaharjoittelun pääperiaatteet

Nopeusvoimaharjoittelulla pyritään kasvattamaan kykyä tuottaa mahdollisimman suuri mekaaninen teho ja siirtämään tämä lajisuoritukseen. Mekaanista tehoa voi kasvattaa joko tuottamalla aiempaa suurempi voima tietyssä aikayksikössä tai tuottamalla tietty voima entistä nopeammin. Jokaisen urheilijan kohdalla tulisikin miettiä, onko kehityksen tarve kummassa päässä voima-nopeuskäyrää. Kehittäessä säännöllisesti voima-nopeuskäyrän molempia päitä voidaan käyrää vivuttaa ylöspäin ja siten kehittää tehontuotto-ominaisuuksia. (Bomba & Haff 2009, 261–263.)

Häkkinen ym. (2004, 258–261) ovat esittäneet seitsemän nopeusvoimaharjoittelun pääperiaatetta:

1. *Maksimaalinen yritys.* Jokaisella suorituksella tavoitellaan maksimaalista noin 100 – 103 % intensiteettiä
2. *Lajinomaisuus.* Harjoittelussa on otettava huomioon lajisuorituksessa vaadittavat ominaisuudet (voimataso, voimantuottoaika, nivelkulmat, lihassupistustapa jne.).
3. *Kuorman valinta.* Yleensä kuorma valitaan väliltä 0-85 % harjoitteen yhden toiston maksimista, huomioiden urheilijan tavoitteet. Karkeasti jaoteltuna suuret ulkoiset kuormat kehittävät urheilijan voima-nopeuskäyrän voimapäätä ja pienet lisäkuormat käyrän nopeuspäätä.
4. *Sarjan kesto.* Nopeusvoimaharjoite pyritään suorittamaan välittömällä energianlähteillä (KP ja ATP) ja tämän takia sarjan kesto tulisi olla 1-10 sekuntia.
5. *Palautus.* Sarjojen välisen palautuksen tulisi olla 3-5 minuuttia, jotta välittömät

energianlähteet (KP ja ATP) palautuvat. Lisäksi palautuksen aikana psyykkinen puoli pyritään saamaan maksimaalisen yrityksen tilaan.

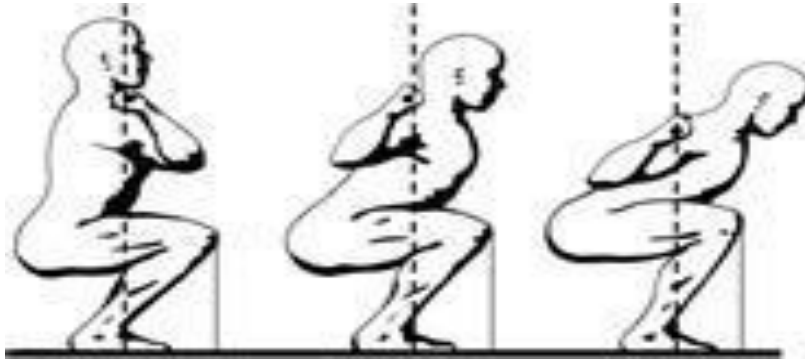
6. *Ärsyksen vaihtelu.* Harjoittelun tulisi olla lajinomaista, mutta sen on kuitenkin oltava monipuolisen vaihtelevaa, jotta hermolihasjärjestelmän vastaanottavuus harjoituksille saadaan säilymään ja nopeusvoima kehittymään. Vaihtelevuutta voidaan toteuttaa muun muassa vaihtamalla harjoitetta, kuormaa, supistustapoja tai harjoittelupaikkaa.
7. *Progressiivisuus.* Nopeusvoimaharjoittelun ensimmäisestä periaatteesta – korkeasta intensiteetistä – ei voida luopua juuri koskaan, joten määrän lisääminen on tehokkain tapa kasvattaa harjoitteen kokonaiskuormitusta.

3 JALKAKYYKKY

Jalkakyykky on yleisesti käytetty voimaharjoitteluliike. Ulkoisen kuorman avulla suoritettun kyykkyharjoittelun edut ovat sen funktionaalisuudessa, mahdollisuudessa ylikuormittaa lihaksia sekä sen turvallisuudessa suoritustekniikan ollessa kunnossa (Escamilla 2001). Kyykkyharjoittelulla on vahva siirtovaikutus suorituskykyyn useassa urheilulajissa, sillä kyykkymaksimin on havaittu korreloivan vahvasti muun muassa vertikaalihypyn korkeuteen sekä juoksunopeuteen (Cormie ym. 2010; Wisloff ym. 2002).

Jalkakyykky voidaan suorittaa usealla eri tekniikalla, jolloin harjoituksen ärsyke saadaan kohdistettua toivotulla tavalla. Jalkakyykkyä voidaan varioida muun muassa vaihtamalla tangon sijaintia, kyykyn syvyyttä, seisoma - asennon leveyttä tai suorittamalla jalkakyykky smithin-laitteessa vapaan tangon sijaan.

Tangon sijainti. Takakyykyssä tangon sijainti vaikuttaa polven ja lantion ojentajiin kohdistuviin vääntömomentteihin. Takakyykyssä tangon pitäminen takana korkealla (Kuva 2, kuvassa keskellä) aiheuttaa suuremman polven ojentajiin kohdistuvan vääntömomentin sekä pienemmän lantion ojentajiin kohdistuvan vääntömomentin verrattuna tangon pitämiseen alempana takana eli niin sanottuun voimannostokyykyyn (Kuva 2, kuvassa oikealla) (Wretenberg ym. 1996). Etukyykky (Kuva 2, kuvassa vasemmalla) vähentää polviniveleen kohdistuvaa maksimaalista puristusvoimaa sekä pienentää lannerankaan kohdistuvaa voimaa verrattuna takakyykyyn. Lisäksi etukyykky saattaa aktivoida enemmän etureiden lihaksia verrattuna takakyykyyn. (Gullett ym. 2008.)



KUVA 2. Etu- taka- ja voimannostokyykky (Hartmann ym. 2013).

Kyykyn syvyys. Kyykyn syvyyttä (polvikulmaa) säätelemällä voidaan vaikuttaa lihasten aktivaatioon sekä erityisesti polveen kohdistuviin voimiin. Jos tavoitteena on kehittää etureiden lihaksia, toimivat korkeammat kyykyt hyvin, sillä suuremmilla polvikulmilla ei ole havaittu etua niiden aktiivisuuteen. Lantiojentajalihaksiin (lähinnä gluteus maximus) kohdistuva momentti kasvaa kyykyn syvyyden kasvaessa, joten mikäli tavoitteena on aktivoida näitä lihaksia, ovat syväkyykyt hyödyllisiä. (Caterisano ym. 2002 ;Wretenberg ym. 1996.) Tämä saattaa olla ongelma polvivaivoista kärsiville, sillä syvään kyykätessä polvinivelen fleksio kasvaa lähelle maksimia. Syväkyykyt ovat erityisen haitallisia patellofemoral syndroomasta (juoksijan polvi) kärsiville. (Schoenfeld 2010.)

Asennon leveys. Asennon leveys vaikuttaa kyykyharjoituksen aikaansaamaan ärsykkeeseen. Escamilla ym. (2001) tutkivat kapean asennon (jalkaterät 87–118 % hartioden leveydestä) sekä leveän (jalkaterät 158–196 % hartioden leveydestä) vaikutusta lihasten aktivaatioon sekä polviniveleen kohdistuviin voimiin. Tutkimuksessa huomattiin, että gastrocnemiuksen aktiivisuus oli 21 % suurempi kapeassa asennossa kuin leveämmässä. Vastaavasti leveässä asennossa Gluteus maximus sekä adductor longus aktivoituivat paremmin. Kapeassa asennossa polveen kohdistuvat puristusvoimat havaittiin pienemmiksi, mutta leveässä asennossa polveen kohdistuvat leikkausvoimat olivat pienemmät. (Escamilla ym. 2001.) Jalkaterien pronaatiolla tai supinaatiolla ei ole havaittu olevan merkittävää yhteyttä lihasten aktivointiin jalkakyykyssä (Schoenfeld 2010).

Kyykky Smithin-laitteessa. Smith-laitteessa suoritettua jalkakyykkyä etuna on sen turvallisuus sekä helppous. Schwanbeck ym. (2009) tutkivat vapaalla tangolla suoritettua, ja smithin-laitteessa suoritettua jalkakyykkyä eroja. EMG:ä mitattiin jalkojen sekä keskivartalon lihaksista. Vapaalla tangolla suoritettua kyykkyä aEMG:n havaittiin olleen 34 % suurempi kuin smithin-laitteessa tehdyn kyykkysarjan. Muutokset olivat suhteellisesti suurempia jalkojen EMG-aktiivisuudessa verrattuna keskivartalon lihasten EMG-aktiivisuuteen.

4 PAINONNOSTOVYÖN VAIKUTUKSET VOIMAHARJOITTELUSSA

4.1 Painonnostovyön vaikutus lihasten EMG-aktiivisuuteen.

Nostovöiden käytön vaikutusta lihasaktiivisuuteen voidaan tarkastella kahdesta eri näkökulmasta. Työelämän asetelmissa EMG-aktiivisuutta pyritään pienentämään, sillä se pienentää väsymystä sekä niveliin kohdistuvia voimia, mutta vastaavasti harjoittelun näkökulmasta suurempi EMG-aktiivisuus tarkoittaa parempaa harjoitusstimulusta (Renfro & Ebben, 2006). Voimaharjoittelun näkökulmasta painonnostovyön vaikutusta lihasten aktiivisuuteen on tutkittu EMG:n avulla vain muutamissa tutkimuksissa, joiden tulokset ovat olleet ristiriitaisia. Tutkimukset on koottu taulukkoon 4.

TAULUKKO 4. Painonnostovyön vaikutukset EMG-aktiivisuuteen eri tutkimuksissa.

Tutkija	Tutkittavat	Kuormitusmalli	Mitatut muuttujat	Tulokset
Bauer ym. 1999	10 miespuolista voimaharjoittelutaustan omaavaa opiskelijaa.	Takakyky 6 toistoa 60 %/ 1 RM. Vyön kanssa ja ilman	Erector spinaen EMG	Vyön kanssa suurempi EMG-aktiivisuus
Escamilla ym. 2002	13 miespuolista opiskelijaa, lajitausta amerikkalainen jalkapallo.	Maastaveto vyön kanssa ja ilman	Rectus abdominuksen ja External obliquen EMG	Vyön kanssa rectus abdominuksen aktiivisuus suurempaa. Ilman vyötä external obliquen aktiivisuus suurempaa.
Lander 1992	5 voimaharjoittelutaustan omaavaa miestä.	8 RM takakyky vyön kanssa ja ilman	Vastus lateralsen, biceps femoriksen, erector spinaen sekä external obliquen EMG	Vastus lateralsen, biceps femoriksen EMG suurempi vyön kanssa. Erector spinaen sekä external obliquen EMG: ssa ei eroa.
Majkowski ym. 1998	24 tutkittavaa armeijasta. miehiä 13 ja naisia 11, ikä 23–41.	Isometrinen maastaveto vyön kanssa ja ilman	Erector spinaen EMG	Vyöllä ei vaikutusta EMG-aktiivisuuteen
Zink ym. 2001	14 voimaharjoittelutaustan omaavaa miestä.	Takakyky 90 %/ 1 RM. Vyön kanssa ja ilman	Vastus lateralsen, Biceps femoriksen, Adductor magnuksen, gluteus maximuksen sekä erector spinaen EMG	Vyön käytöllä ei vaikutusta EMG-aktiivisuuteen.

4.2 Painonnostovyön vaikutus vatsansisäiseen paineeseen ja selkään kohdistuvaan kuormitukseen

Vatsansisäisen paineen on esitetty olevan mekanismi, joka stabiloi selkärankaa sekä vähentää selkään kohdistuvia puristusvoimia kuormituksessa (Lander 1992). Tutkimuksissa on havaittu painonnostovyön kasvattavan sekä vatsansisäistä huippu- että keskipainetta jalkakyykyssä (parannus 25–40 %) ja maastavedossa (Harman ym. 1989; Lander 1992). Lisäksi Harman ym. (1989) havaitsivat, että 90 %:n kuormalla yhden toiston maksimista suoritettuna maastavedossa vatsansisäinen paine kasvoi huomattavasti nopeammin huippuarvoonsa painonnostovyön kanssa kuin ilman vyötä.

Teoriassa vatsansisäisen paineen pitäisi stabiloida selkärankaa ja näin vähentää selkään kohdistuva kuormitusta (Lander 1992). Näkemystä tukee Bourne ja Reilly (1991), jotka tutkivat selkärankaan kohdistuvaa puristusta, kuutta tyypillistä voimaharjoitteluliikettä sisältäneessä kuntopiirityyppisessä kuormituksessa. He mittasivat koehenkilöiden selkärangan ennen ja jälkeen kuormituksen ja havaitsivat, että painonnostovyötä kuormituksen aikana käyttäneiden henkilöiden selkäranka painui kasaan vähemmän (2.87 ± 1.65 mm) verrattuna vyötä käyttämättömiin (3.59 ± 3.3 mm). Lisäksi vyötä käyttämättömät koehenkilöt kokivat harjoittelun jälkeen huomattavasti enemmän epämukavia tunteita kuin vyötä käyttäneet. Lisää tutkimusta aiheesta kuitenkin tarvitaan.

4.3 Painonnostovyön vaikutus liikemalleihin

Nostovyön vaikutusta liikemalleihin on tutkittu niukasti. Giorcelli ym. (2000) havaitsivat tutkimuksessaan, että nostoessa 9.4 kilogramman painoista laatikkoa nostovyön käytöllä oli positiivinen vaikutus koehenkilöiden nostotekniikkaan, sillä nostovyön käyttö laatikkoa nostettaessa kasvatti polvi- ja lonkkanivelen fleksiota vähentäen selkään kohdistuvaa kuormitusta. Lisäksi selkärangan maksimaalisen fleksion sekä ekstension kulmanopeudet pienenevät, ja vartalon lateraalinen taivuttaminen väheni. Urheilun näkökulmasta suoritetuissa tutkimuksissa painonnostovyön käytön on muutamissa tutkimuksissa todettu kasvattaneen

merkittävästi liikenopeutta jalkakyykyssä lähellä yhden toiston maksimia suoritetuilla kuormilla (Lander 1992; Zink ym.2001). Kasvaneesta liikenopeudesta saattaa olla hyötyä erityisesti nopeusvoimaominaisuuksien parantamiseen tähtäävässä harjoittelussa, sillä kuorman ollessa vakio liikkeen suorittaminen nopeammin kasvattaa suorituksen mekaanista tehoa (Zink ym. 2001).

Jalkakyykyssä painnostovyön käytön on havaittu siirtävän henkilön massakeskipistettä horisontaali-tasossa eteenpäin (Lander 1992). Tämän seurauksena jalkakyykyssä on havaittu painonnostovyön käytön muuttavan liikettä niin, että tangon kulkema matka kasvaa, sekä vertikaalisesti että horisontaalisesti (Lander 1992; Zink ym. 2001).

4.4 Painonnostovyön vaikutus loukkaantumisiin

Finnie ym. (2003) tutkivat voimailua harrastavien henkilöiden motiivia nostovyön käyttämiseen. Kyselyyn vastanneista 352 harrastajasta 27 % käytti säännöllisesti nostovyötä voimaharjoittelussa. Vyötä käyttäneistä 90 % ilmoitti syyksi vyön käytölle loukkaantumisten ennaltaehkäisyyn.

Nostovyön vaikutusta voimaharjoittelun yhteydessä tapahtuviin loukkaantumisiin ei ole tutkittu vaan aiheeseen liittyvät tutkimukset tulevat työelämään liittyvistä asetelmista. Wassel ym. (2000) tutkivat nostovyön vaikutuksia loukkaantumisiin kahden vuoden kohorttitutkimuksessaan lähes 14 000 varastotyöntekijän joukolla, eikä nostovyön käytöllä havaittu olevan tilastollisesti merkittävää roolia selkävaivojen ennaltaehkäisyssä. Muutamissa suppeammassa tutkimuksissa nostovyöllä on kuitenkin havaittu olevan marginaalinen hyöty loukkaantumisten ennaltaehkäisemisessä (Mitchell ym. 1994; Kraus ym. 2002). Näistä tuloksista ei kuitenkaan voida tehdä johtopäätöksiä liittyen painonnostovyön vaikutuksesta loukkaantumisiin voimaharjoittelun yhteydessä, vaan aiheesta tarvittaisiin spesifimpää tutkimusta.

5 TUTKIMUSKYSYMYKSET JA HYPOTEESIT

Tutkimuksen tavoitteena on selvittää miten painonnostovyön käyttäminen vaikuttaa nopeusvoimaperiaatteilla suoritettuun jalkakyykkyyyn 90 asteen polvikulmasta.

Tutkimuskysymys 1:

Vaikuttaako painonnostovyön käyttäminen jalkakyykyssä tuotettuun mekaaniseen tehoon?

Hypoteesi 1:

Suorituksessa tuotetaan painonnostovyön kanssa suurempi mekaaninen teho lähellä maksimia olevilla kuormilla.

Teoriataustaa: Suorituksen mekaaniseen tehoon vaikuttaa suorituksessa tuotettu voima sekä liikkeen suoritusnopeus. Tutkimuksissa on havaittu, että erityisesti lähellä yhden toiston maksimia tehdyissä jalkakyykkysuorituksissa liikenopeus on ollut suurempi painonnostovyön kanssa suoritettuna (Lander 1992; Zink ym. 2001).

Tutkimuskysymys 2:

Vaikuttaako painonnostovyö lihasten EMG-aktiivisuuteen vastus lateraliksessa, biceps femoriksessa, gluteus maksimuksessa, erector spinaessa sekä external obliqueessa?

Hypoteesi 2:

EMG-aktiivisuus ei vähene kyseisissä lihaksissa painonnostovyön käytön seurauksena.

Teoriataustaa: Painonnostovyön vaikutuksista lihasten EMG-aktiivisuuteen on saatu ristiriitaisia tuloksia (Lander ym. 1992; Majkowski ym. 1998; Bauer ym. 2001; Zink ym. 2001; Escamilla ym. 2002). Kuitenkaan tutkimuksissa ei ole havaittu painonnostovyön vähentäneen lihasten EMG-aktiivisuutta vaan painonnostovyö on havaittu joko merkityksettömäksi (Majkowski ym. 1998; Zink ym. 2001) tai lisäävän aktiivisuutta (Lander 1992; Bauer ym. 2001; Escamilla ym. 2002).

6 MENETELMÄT

6.1 Tutkittavat

Mahdollisimman homogeenisen tutkimusjoukon saamiseksi, tutkimukseen rekrytoiduilta henkilöiltä vaadittiin seuraavia ominaisuuksia: 1. Sukupuoli mies 2. ikä 18–30 vuotta, 3. Säännöllistä yli vuoden jatkunutta voimaharjoittelusta sekä 4. Kykyä suorittaa jalkakyykky 90 asteen polvikulmalla turvallisesti ja vakiotekniikalla.

Tutkimukseen rekrytoitiin 15 kriteerit täyttävää tutkittavaa, joista mittauksiin pääsi osallistumaan 12 tutkittavaa (taulukko 5). Ennen tutkimuksen aloittamista tutkittavat allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen, josta selvisivät tutkimuksen kulku, tutkittavien oikeudet ja edut sekä tutkimukseen liittyvät riskit. Lisäksi tutkittavien kelpoisuus testattavaksi varmistettiin vastaamalla akuuttia terveydentilaa koskevaan kyselyyn juuri ennen mittauksia. Mittaukset suoritettiin yhdellä mittauskerralla Jyväskylän yliopiston Viveca-rakennuksen laboratoriossa tammikuussa 2015.

TAULUKKO 5. Tutkimukseen osallistuneet henkilöt.

Tutkittava	Ikä	Pituus	Paino	3 RM	3 RM/ oma paino	Voimaharjoittelusta	Lajista ja taso
1	22	187	89	140	1,57	4	Jalkapallo, piirikunnallinen taso
2	23	184	78	160	2,05	5	salibandy, alueellinen taso
3	23	185	86	145	1,69	7	Jääkiekko, alueellinen taso
4	24	182	83	150	1,81	6	Lisäpaino leuanveto, kansallinen taso
5	25	179	79	125	1,58	2	Jalkapallo, piirikunnallinen taso
6	25	189	92	140	1,52	3	Voimaharjoittelu, ei kilpailumielessä
7	22	188	88	150	1,7	5	Crossfit, kansallinen taso
8	22	184	82	150	1,83	3	Jalkapallo, piirikunnallinen taso
9	21	180	75	120	1,6	5	Crossfit, alueellinen taso
10	22	181	76	130	1,71	3	Jalkapallo piirikunnallinen taso
11	23	188	90	150	1,67	4	Crossfit, alueellinen taso
12	22	185	83	140	1,69	3	Voimaharjoittelu, ei kilpailumielessä
Keskiarvo	23	184,3	83,4	141,67	1,7	4,17	
SD	1,3	3,31	5,66	11,74	0,14	1,47	

6.2 Tutkimusasetelma

Mittausten tarkoituksena oli verrata painonnostovyön vaikutusta 90 asteen polvikulmalla suoritettun jalkakyykyn konsentrisessa vaiheessa tuotettuun mekaaniseen tehoon sekä EMG-aktiivisuuteen seuraavissa lihaksissa: vastus lateralis, biceps femoris, gluteus maximus, erector spinae sekä external oblique. Ennen mittauksia tutkittavat lämmittelivät 5–10 minuuttia kuntopyörällä, omien tuntemusten mukaan. Tämän jälkeen koehenkilölle mitattiin goniometrillä 90 asteen polvikulma ja heille asetettiin penkki sekä mahdollisesti sen päälle levypainoja oikean kyykkösyvyyden saavuttamiseksi. Tämän jälkeen tutkittavalle määritettiin jalkakyykyn kolmentoiston maksimi (3 RM), jonka perusteella arvioitiin yhden toiston maksimi (1 RM). Oletuksena oli, että 3 RM on 90 % 1 RM: sta (Ahtiainen & Häkkinen 2004, 144). 3 RM: n mittaamisen jälkeen tutkittavalle tuli noin 15–20 minuuttia aikaa palautua 3 RM: n määrityksestä kun tutkittavaan kiinnitettiin pintaelektrodit yllä mainittuihin lihaksiin, SENIAM: n ohjeiden mukaisesti, sekä teipattiin vasempaan jalkaan polvikulmaa mittaava goniometri. Tämän jälkeen laskennallisen 1 RM: n mukaan laskettiin 20, 40, 60 ja 80 % kuormat varsinaista nopeusvoimakuormitusta varten.

Ennen nopeusvoimakuormitusta tutkittava suoritti vielä pelkällä tangolla 2–3 sarjaa jalkakyykkyjä tavoitteenaan tuoda tanko ylös mahdollisimman nopeasti. Lisäksi juuri ennen mittauksia tutkittavia muistutettiin suorittamaan kaikki kuormat maksimaalisella yrityksellä. Nopeusvoimakuormitukset suoritettiin järjestyksessä pienimmästä suurimpaan (20, 40, 60 ja 80 % /1 RM), jokainen kuormitus kahteen kertaan peräjälkeen, vyön kanssa ja ilman. Jokaisella kuormituksella suoritettiin kolme itsenäistä toistoa, joista analysoitavaksi tulokseksi otettiin se suoritus, jossa saavutettiin suurin konsentrisen vaiheen keskiteho. Tutkittavista puolet (n= 6) suorittivat nopeusvoimakuormat aina ensin ilman vyötä ja puolet (n= 6) taas aina ensin vyön kanssa. Kuormien välillä oli palautusta viisi minuuttia. Yhteensä koehenkilöllä meni mittauksiin 1.5–2 tuntia.

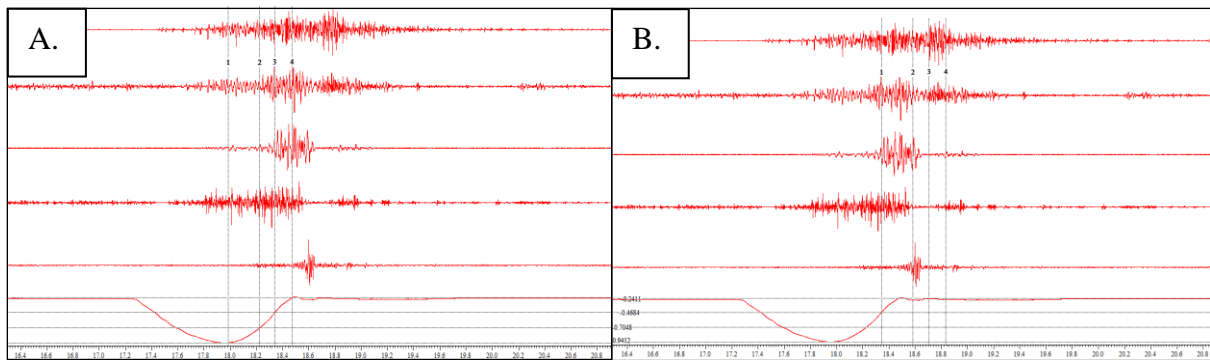
6.3 Mittausmenetelmät ja analysointi

Mekaanisen tehon mittaaminen ja analysointi. Mekaanisen tehon mittaamiseen käytettiin Ballistic Measurement Systemiä (BMS) (Australia). BMS toimi niin, että mittalaitteessa ollut naru kiinnitettiin tankoon ja BMS mittasi tangon kulkemaa matkaa sekä matkaan kulunutta aikaa narun avulla (kuva 4a). Kun ohjelmaan syötti kulloinkin käytetyn kuorman suuruuden, saatiin selville tuotettu mekaaninen keski- ja huipputeho, sekä huippunopeus. Laite kalibroitiin aina ennen jokaista mittauskertaa.

Suorituksesta mitattiin suorituksen konsentrisenvaiheen keski- ja huipputehoa sekä huippunopeutta. Muuttujat saatiin analysoitua ohjelman avulla manuaalisesti käyrästä, joka näytti tangon nousukorkeuden muutokset. Kursorit asetettiin jokaisen kyykkysuorituksen kohdalla systemaattisesti siihen kohtaan, jossa tanko lähti nousemaan ala-asennosta (polvikulma 90 astetta) kohtaan, jossa tanko ensimmäistä kertaa saavutti yläasennon (polvikulma 180 astetta). Näiden kursorien väliin jäi konsentrisen voimantuoton alue. Kun ohjelmaan syötti kulloinkin käytetyn kuorman, se laski kursorien välisen keskitehon, huipputehon sekä saavutetun huippunopeuden.

EMG: n mittaaminen ja analysointi sekä goniometri. EMG-signaali mitattiin bipolaarisilla pintaelektrodeilla viidestä lihaksesta: vastus lateralis, biceps femoris, gluteus maximus, erector spinae sekä external oblique. Elektrodi halkaisija oli 2 mm ja niiden etäisyys toisistaan oli 20 mm. Elektrodit sijoitettiin SENIAM: n ohjeiden mukaisesti motorisen pisteen ja lihaksen distaalisen pään puoleen väliin. Ennen elektrodien asettamista tutkittavan ihokarvat ajettiin elektrodin paikasta tarpeen vaatiessa sekä ihoa hiottiin hiomapaperilla resistanssin pienentämiseksi. Sitten alue puhdistettiin haavanpuhdistusaineella, jonka jälkeen elektrodi sijoitettiin paikoilleen. Elektrodien paikallaan pysymisen varmistamiseksi niiden päälle laitettiin vielä teippiä. Signaalin keräämiseen käytettiin telemetristä Noraxon 2400R laitetta (USA). Keräystaajuus oli 3000 hz ja signaalin viive 356 ms.

EMG-signaali analysoitiin Signal 4 ohjelmalla. EMG-datasta analysoitiin RMS-arvo jokaisesta mitatusta lihaksesta (kuvat 3a ja b) jokaisen kuormituksen siitä suorituksesta, jossa oli tuotettu suurin mekaaninen keskiteho. Mitattu RMS-arvo normalisoitiin 20 %: n kuormalla ilman vyötä suoritettun jalkakyykyn RMS-arvoon, jotta tutkittavakohtaisia muutoksia RMS-arvoissa voitiin vertailla keskenään. Goniometrin (kuva 4 c) avulla mahdollistui ajoittaa lihasaktivaatio tiettyyn jalkakyykyn vaiheeseen, sillä 10millivoltin muutos signaalissa tarkoitti yhden asteen muutosta polvikulmassa. Goniometrillä saadun signaalin perusteella suoritus jaettiin kolmeen polvikulmasektoriin 90–120, 120–150 ja 150–180 astetta, joissa aktiivisuuden muutoksia tarkasteltiin.



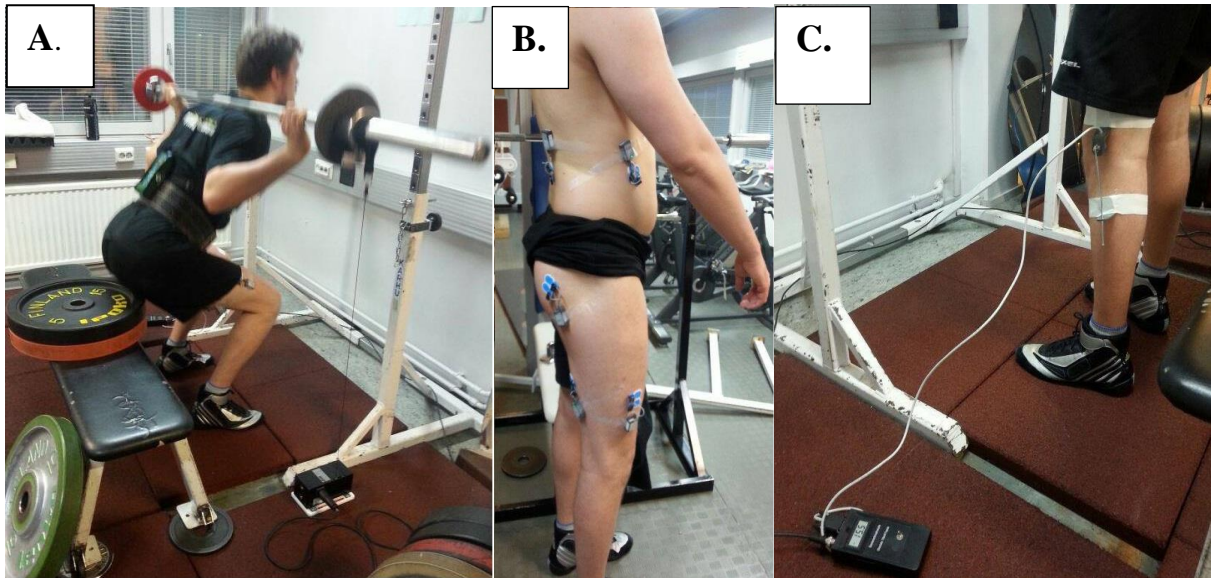
Kuvat 3 a ja b. EMG-signaalin tallennus ja käsittely Signal 4-ohjelmalla. Jokaisella kanavalla on yhden lihaksen EMG-signaalia. Kanavat lueteltuna ylhäältä alaspäin: vastus lateralis, biceps femoris, gluteus maximus, erector spinae, external oblique ja alimpana polvikulman muutos goniometrillä mitattuna. Ennen analyysia EMG-data filteröitiin Signal 4-ohjelman digitaalisella filtterillä (taajuus 20–350 hz). Analyysissä suoritus jaettiin kolmeen polvikulmasektoriin vaaka- ja pystykursoreiden avulla (a) ja tämän jälkeen pystykursoreita siirrettiin manuaalisesti 356 ms: n matka johtuen signaalin viiveestä (b).

Kyykkytekniikan vakiointi. Koehenkilöiden kyykkytekniikan vakioimisen kannalta tärkeintä oli polvikulman vakiointi. 90 asteen polvikulma mitattiin tarkasti goniometrin avulla ja sen perusteella asetettiin penkki, ja tarpeen vaatiessa lisäksi levypainoja, joita koehenkilön tuli koskea pakarallaan kyykyn ala-asennossa. Jotta kyykyn syvyys pysyisi mahdollisimman vakiona, niin jalkaterien vakioetäisyys penkkiin nähden varmistettiin asettamalla kengänkärjet joka suorituksessa samalle viivalle. Asennon leveyttä, lonkkanivelen kulmaa tai tangon

sijaintia ei testeissä vakioitu koehenkilöiden välillä, vaan näiden muuttujien suhteen jokainen koehenkilö sai suorittaa jalkakyykyn itselleen tutuimmalla tekniikalla. Tutkittaville painotettiin pitämään tekniikka mahdollisimman vakiona kaikilla kuormilla.

Painonnostovyön käyttäminen. Kaikilla koehenkilöillä oli kokemusta nostovyön käyttämisestä. Koehenkilöille annettiin ohjeeksi laittaa vyö vyötärölle ja mahdollisimman kireällä. Mittauksissa käytettiin Jyväskylän Yliopiston Liikuntabiologian laitoksen vyötä, joka oli nahkaa, kauttaaltaan 100 mm leveä ja 8 mm paksu. Reikiä painonnostovyössä oli noin 30 mm välein

3 RM: n määrittäminen. Ennen 3 RM: n suorittamista koehenkilö suoritti aerobisen lämmittelyn kuntopyörällä, sekä lisäksi vähintään yhden lämmittely- ja lähestymissarjan jalkakyykyjä. Tämän jälkeen tutkittava sai itse määrittää kuorman mistä lähdetään liikkeelle sekä millaisilla kuorman korotuksilla edetään. Tutkittava sai tehdä niin monta yritystä kuin 3 RM parani. Maksimitulos saavutettiin vaihtelevasti toisen ja viidennen yrityksen välillä. Suorituksia oli koko ajan varmistamassa vähintään yksi henkilö.



KUVAT 4 a, b ja c. Tutkittavan tuottamaa mekaanista tehoa mitattiin tangon nousemaa matkaa ja nopeutta mittaavalla ballistic measurement systemillä (a). Tutkittavan lihasaktiivisuutta mitattiin viidestä lihaksesta noraxonin telemetrisellä laitteella (b). Polvikulman mittaamiseen käytettiin vasempaan jalkaan kiinnitettyä goniometriä (c).

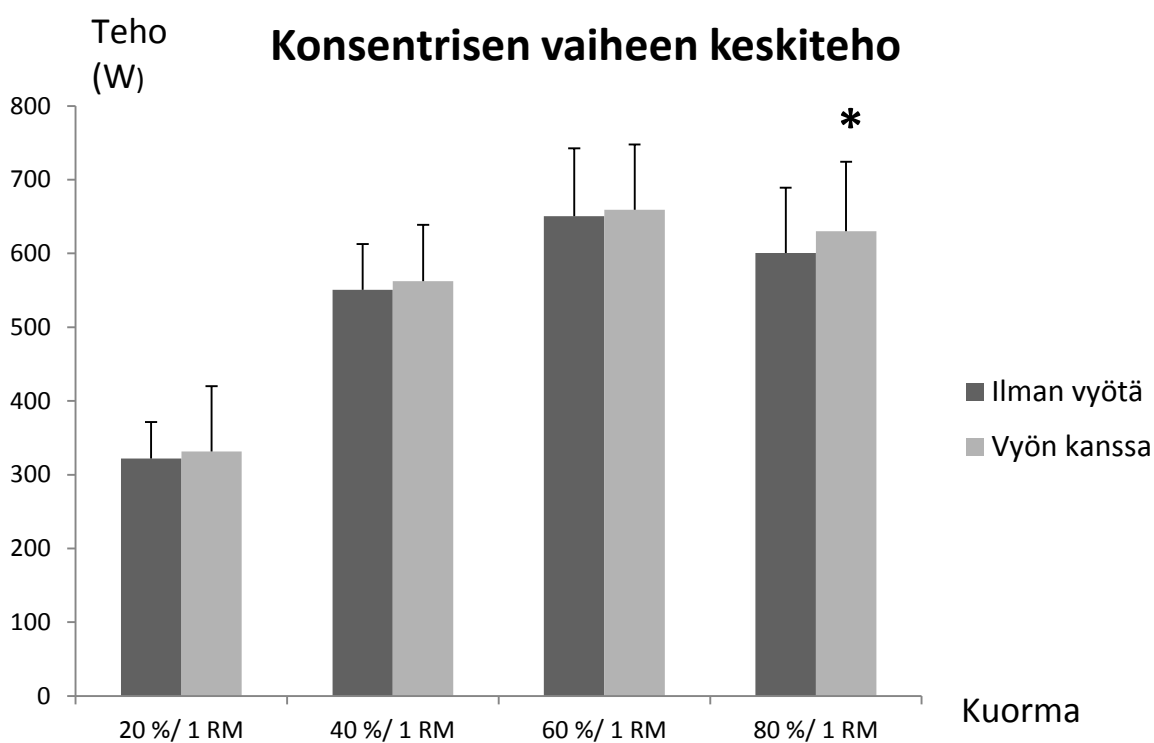
6.4 Tilastollinen analyysi

Tässä tutkimuksessa tilastolliseen analyysiin käytettiin IBM SPSS Statistics 22 tietokoneohjelmaa. Mittausten jälkeen tulokset syötettiin SPSS-ohjelmaan, jossa suoritettiin tilastollinen analyysi. Tilastolliseen analyysiin käytettiin nonparametrisia menetelmiä, koska aineisto ei ollut normaalisti jakautunut, konsentrisen vaiheen keskitehoa ja polvikulman muutoksia lukuun ottamatta, ja kooltaan suhteellisen pieni. Painonnostovyön vaikutusta keski- ja huipputehoon, huippunopeuteen, EMG: n sekä polvikulman muutoksiin testattiin Wilcoxonin merkittyjen sijalukujen testillä. Suoritusjärjestyksen (kuormat ensin ilman vyötä vai vyön kanssa) vaikutusta tuloksiin testattiin käyttäen Mann-Whitney U-testiä. Testauksen jälkeen tulokset kirjattiin ylös tietokoneelle sekä manuaalisesti. Merkitsevyystasoiksi asetettiin $p < 0.05^*$, $p < 0.01^{**}$ ja $p < 0.001^{***}$.

7 TULOKSET

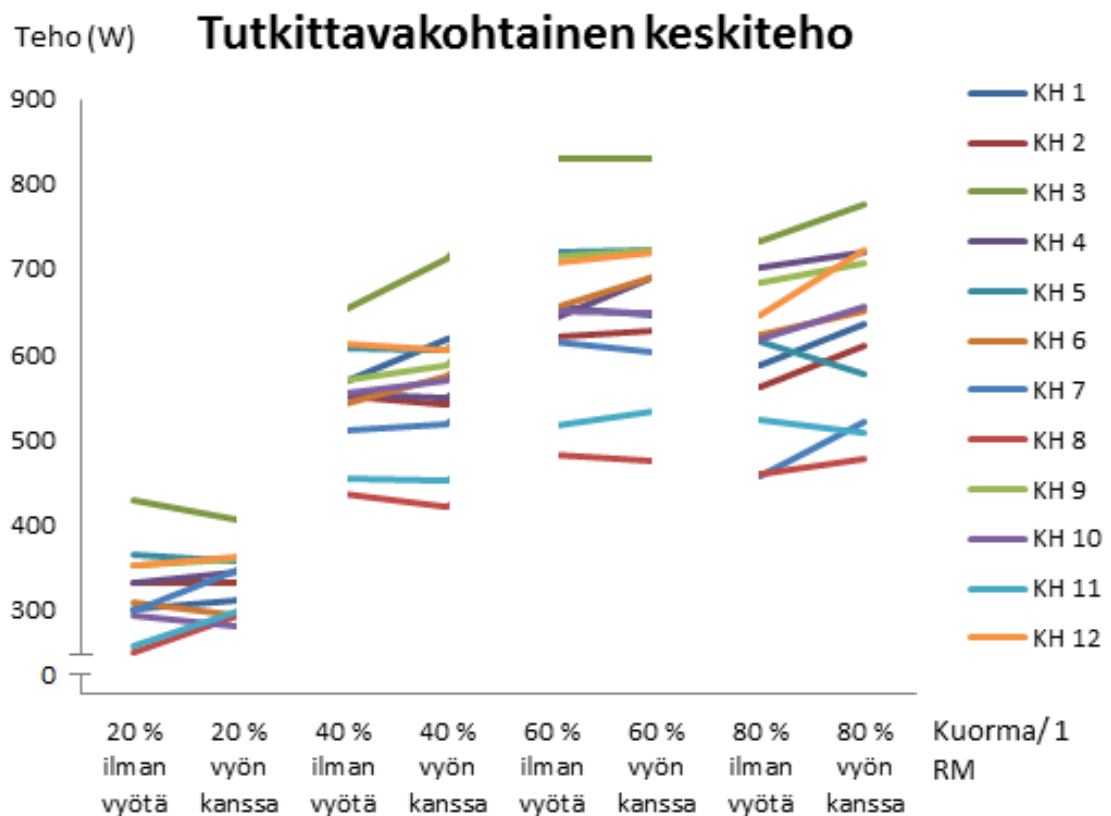
7.1 Konsentrisen vaiheen keskiteho

80 % kuormalla vyön kanssa (630 ± 94.72 W) ja ilman vyötä (600.4 ± 88.79 W) suoritettun jalkakyykyn konsentrisen vaiheen keskitehossa havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0.05$). Keskimäärin 80 %:n kuormalla keskiteho oli 4.2 % suurempi vyön kanssa verrattuna ilman vyötä suoritettuun liikkeeseen (kuva 5). Myös muilla kuormilla konsentrisen vaiheen keskiteho oli suurempi vyön kanssa suoritettuna, mutta tilastollisesti merkitseviä eroja ei kyseisillä kuormilla esiintynyt.



KUVA 5. Erot konsentrisen vaiheen keskitehossa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä (*= tilastollisesti merkitsevä ero $p < 0.05$).

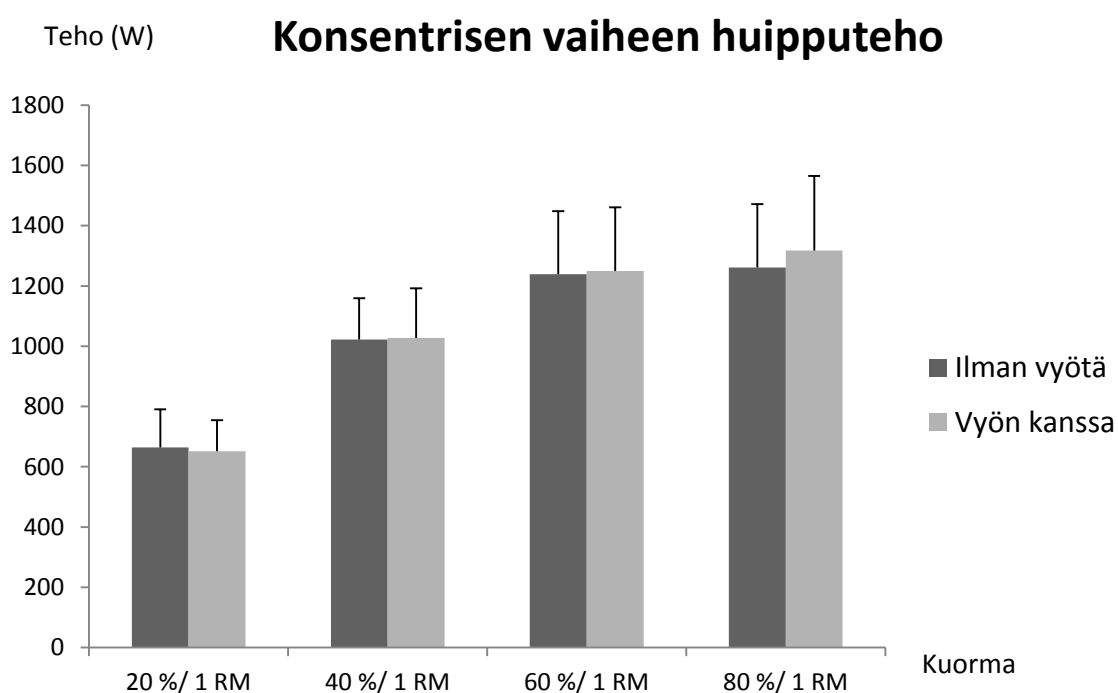
Tutkittavakohtaisesti keskitehoa tarkasteltaessa havaittiin, että 10 tutkittavaa 12:sta saavutti 80 %:n kuormalla suuremman keskitehon vyön kanssa verrattuna ilman vyötä suoritettuun liikkeeseen (Kuva 6). Muilla kuormilla vyön kanssa suuremman keskitehon saavutti seitsemän tutkittavaa kahdestatoista.



KUVA 6. Tutkittavakohtaiset erot konsentrisen vaiheen keskitehossa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakykyssä.

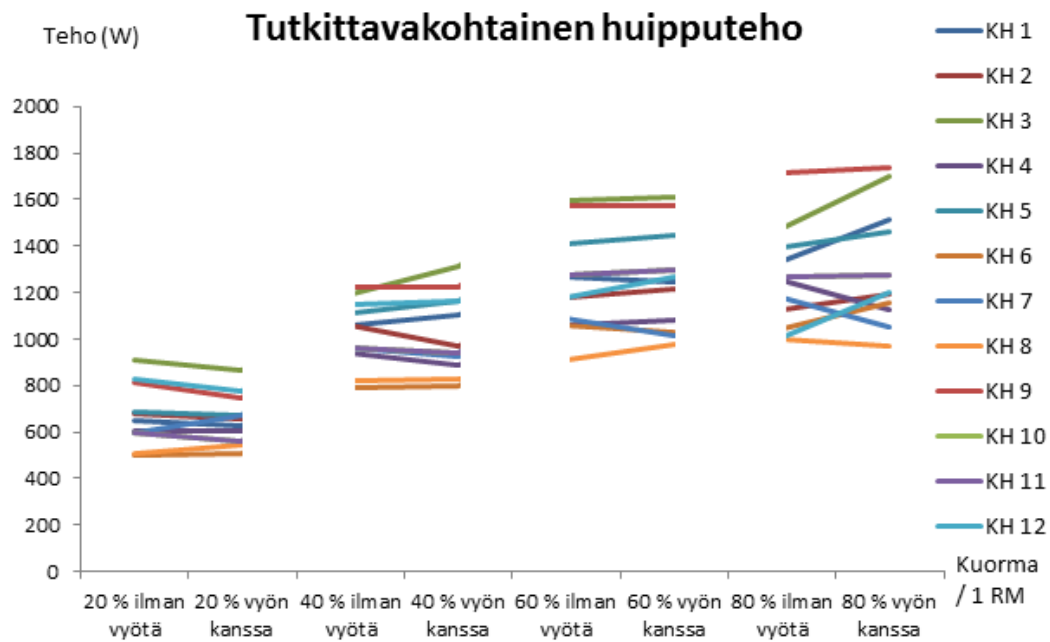
7.2 Konsentrisen vaiheen huipputeho

Konsentrisen vaiheen huipputeho oli jokaisella kuormalla suurempi vyön kanssa verrattuna ilman vyötä suoritettuun vastaavaan kuormaan, mutta tilastollisesti merkitsevää eroa ei havaittu millään kuormalla (kuva7). Lähimmäs tilastollista merkitsevyyttä päästiin 80 % kuormalla ($p=0.12$), jolla vyön kanssa tuotettu huipputeho oli keskimäärin 4.2 % suurempi.



KUVA 7. Erot konsentrisen vaiheen huipputehossa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritetussa jalkakyykyssä.

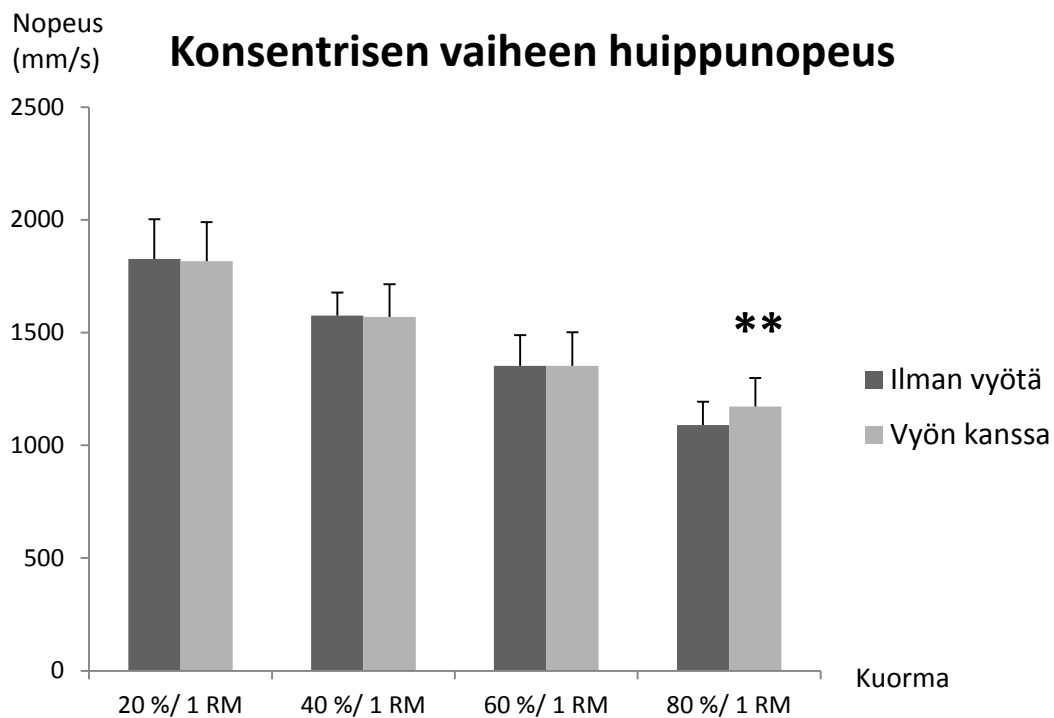
Tutkittavakohtaisesti huipputehoa tarkasteltaessa havaittiin, että 20, 40 ja 60 %: n kuormilla seitsemän tutkittavaa kahdestatoista tuotti suuremman huipputehon vyön kanssa. 80 %:n kuormalla vyön kanssa suuremman huipputehon tuotti yhdeksän tutkittavaa kahdestatoista (kuva8).



KUVA 8. Tutkittavakohtaiset erot konsentrisen vaiheen huipputehossa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.

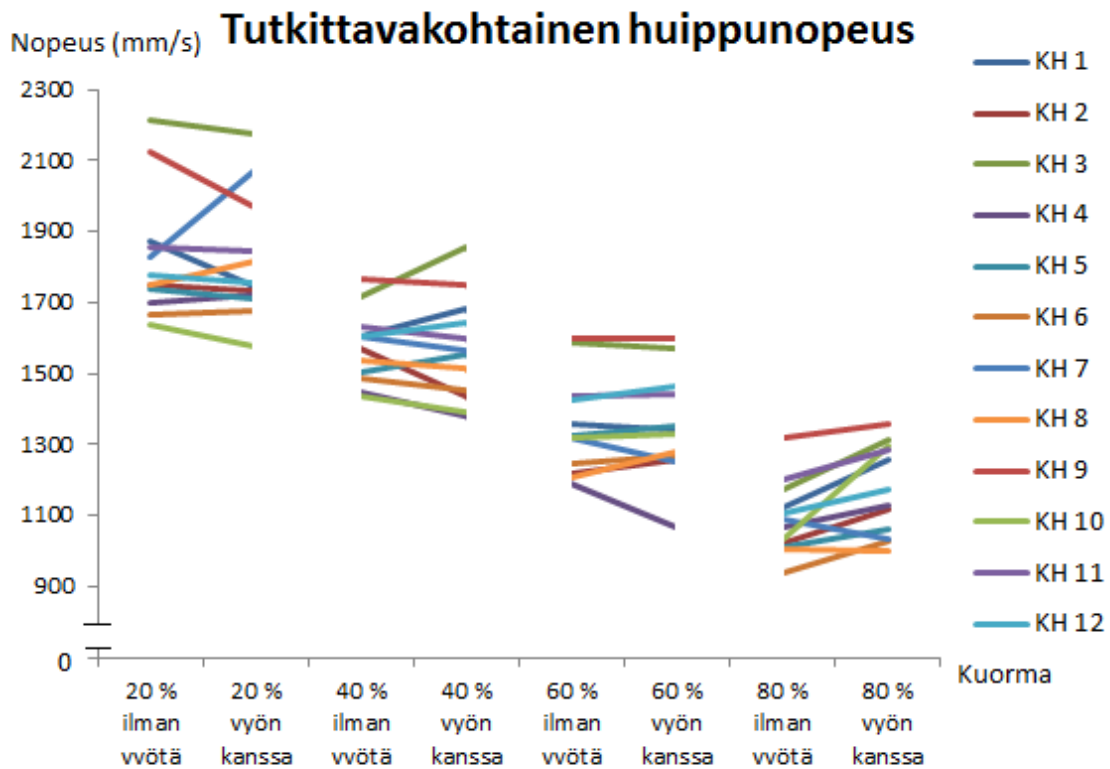
7.3 Konsentrisen vaiheen huippunopeus

80 % kuormalla vyön kanssa (1172.42 ± 126.3 mm/s) ja ilman vyötä (1089.92 ± 103.86 mm/s) suoritettun jalkakyykyyn konsentrisen vaiheen huippunopeudessa havaittiin tilastollisesti hyvin merkitsevä ero ($p < 0.01$). Keskimäärin 80 % kuormalla huippunopeus oli 7.0 % suurempi vyön kanssa verrattuna ilman vyötä suoritettuun liikkeeseen (kuva 9). Muilla kuormilla ei vyön havaittu vaikuttavan huippunopeuteen.



KUVA 9. Erot konsentrisen vaiheen huippunopeudessa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä. (**= tilastollisesti hyvin merkitsevä ero $p < 0.01$).

Tutkittavakohtaisesti huippunopeutta tarkasteltaessa havaittiin 80 %: n kuormalla kymmenen tutkittavan kahdestatoista saavuttaneen suuremman huippunopeuden vyön kanssa. 60 %: n kuormalla vastaava luku oli kahdeksan kahdestatoista ja 40 ja 20 %: n kuormilla neljä kahdestatoista(kuva10).

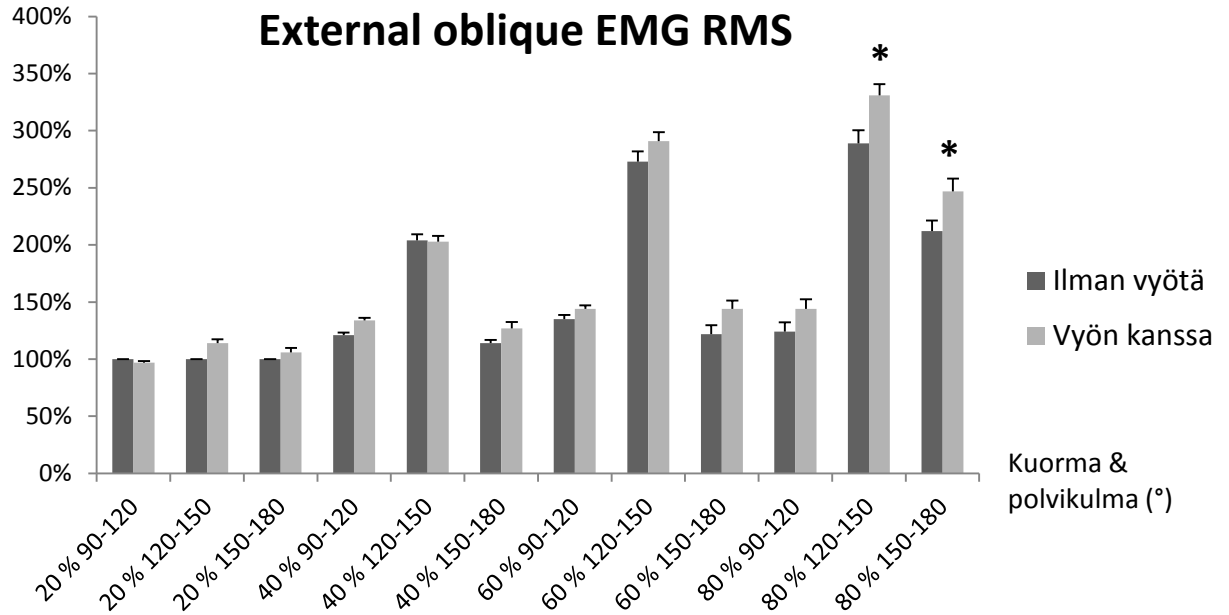


KUVA 10. Tutkittavakohtaiset erot konsentrisen vaiheen huippunopeudessa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritetussa jalkakyykyssä.

7.4 EMG-aktiivisuuden muutokset

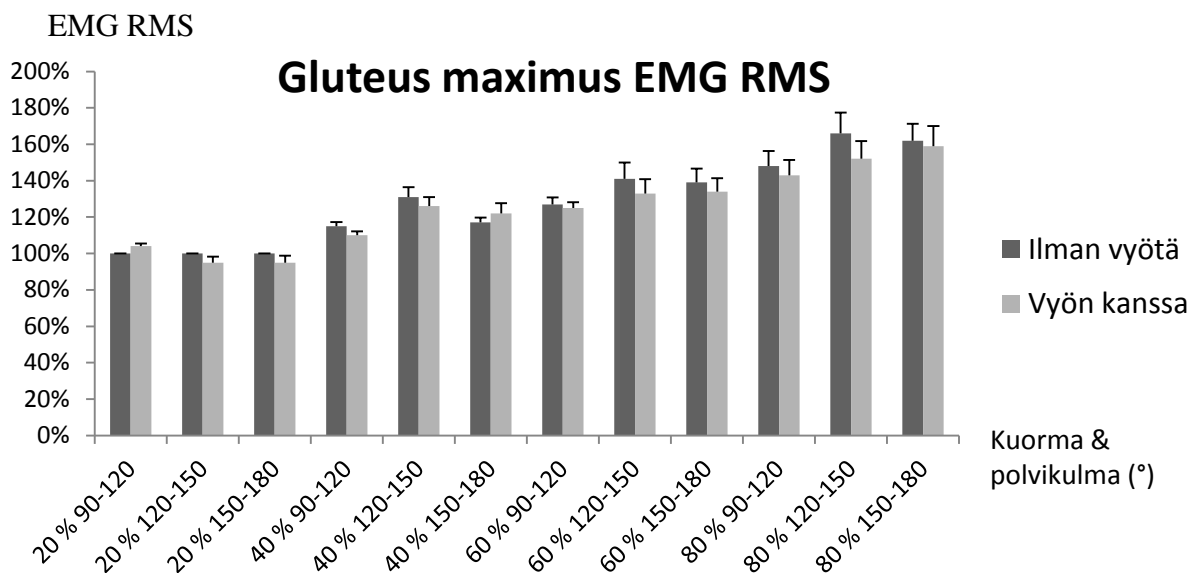
External obliquesta mitatun EMG-aktiivisuuden havaittiin olevan tilastollisesti merkitsevästi suurempaa vyön kanssa suoritetussa jalkakyykyssä 80 % kuormalla sekä 120–150 asteen polvikulmalla ($p < 0.05$) että 150–180 asteen polvikulmalla ($p < 0.05$). Muilla kuormilla ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja (kuva 11). Lähelle tilastollista merkitsevyyttä päästiin 80 %:n kuormalla 90–120 asteen polvikulmalla ($p = 0.09$). Samansuuntainen trendi oli havaittavissa myös 60 %:n kuormilla, kaikilla polvikulmasektoreilla.

EMG RMS



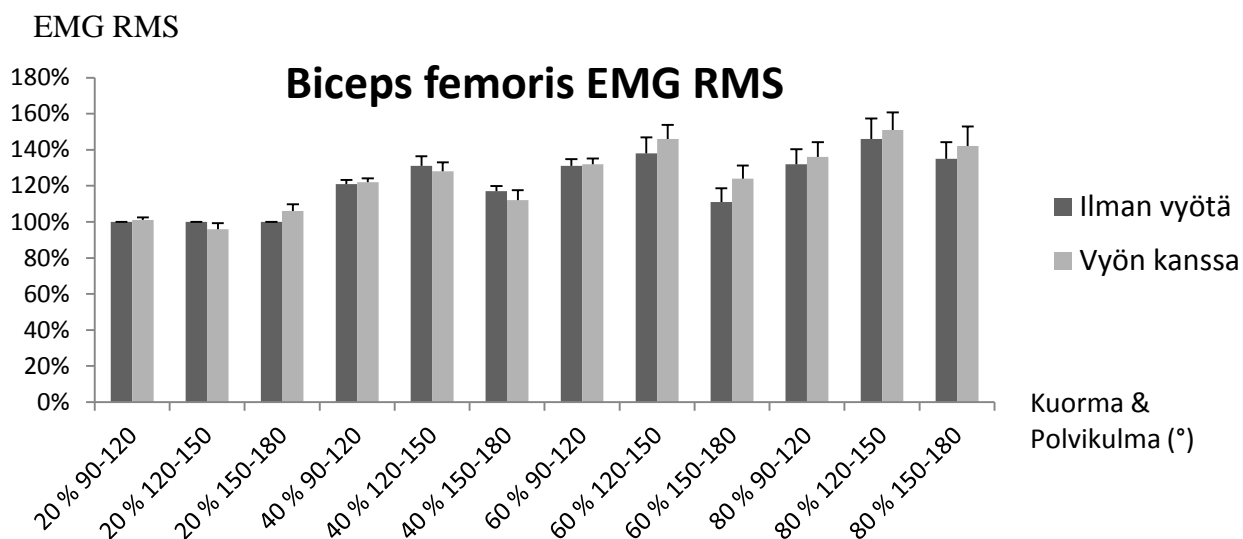
KUVA 11. Erot external obliquen EMG:n RMS-arvoissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä (*= tilastollisesti merkitsevä ero $p < 0.05$).

Gluteus maximuksen aktiivisuudessa havaittiin, että 60 ja 80 %:n kuormilla yleisenä trendinä vyön käytön havaittiin laskevan EMG-aktiivisuutta, keskimäärin 2–12 prosenttiyksikköä, kaikilla polvikulma sektoreilla (kuva 12). Vyön käytöllä ei kuitenkaan havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta gluteus maximuksen aktiivisuuteen.



KUVA 12. Erot gluteus maximuksen EMG:n RMS-arvoissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.

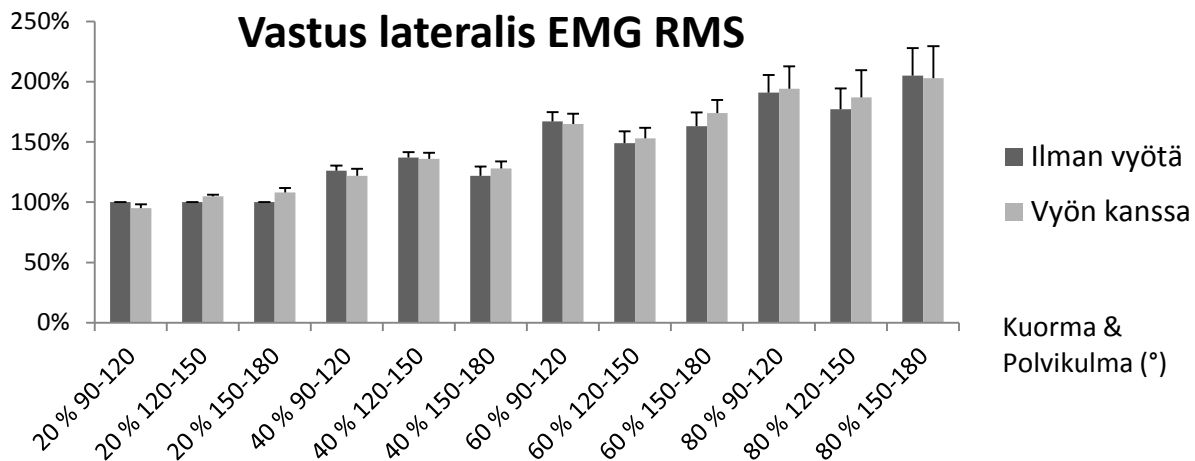
Vyön käytöllä ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta biceps femoriksen aktiivisuuteen. 60 ja 80 %:n kuormilla yleisenä trendinä oli, että vyön kanssa suoritettussa liikkeessä EMG-aktiivisuus oli keskimäärin hieman suurempaa (1–15 prosenttiyksikköä) kaikilla polvikulma sektoreilla (kuva 13).



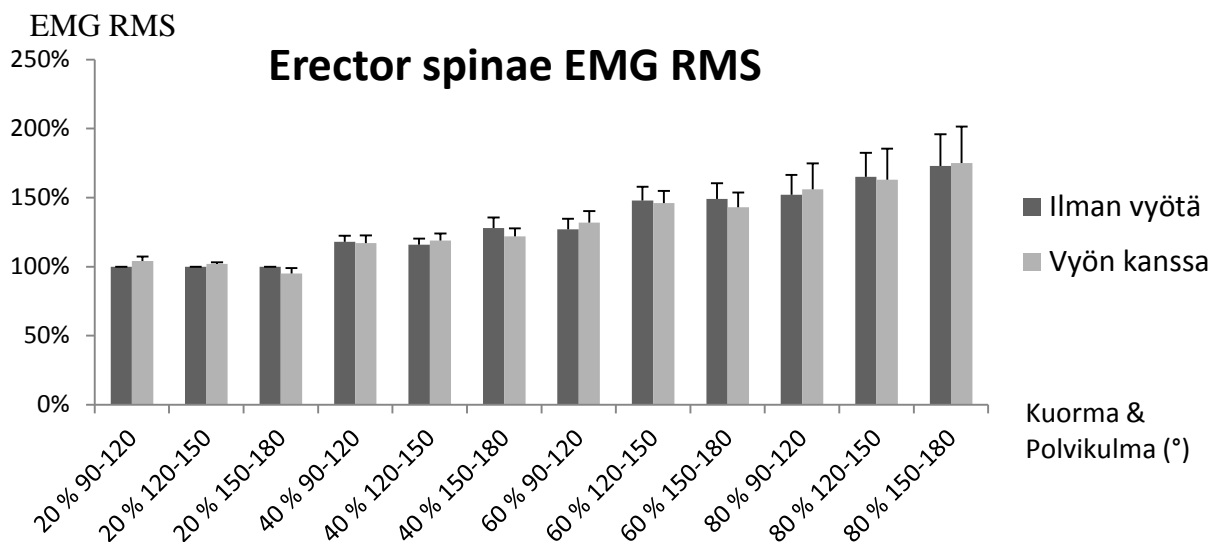
KUVA 13. Erot biceps femoriksen EMG:n RMS-arvoissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.

Vyön käytöllä ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta vastus lateraliuksen (kuva 14) eikä erector spinaen (kuva 15) aktiivisuuteen millään kuormalla tai polvikulmalla. Kummankaan lihaksen kohdalla ei myöskään ollut havaittavissa selkeää trendiä RMS-arvoissa vyön vaikutuksesta.

EMG RMS



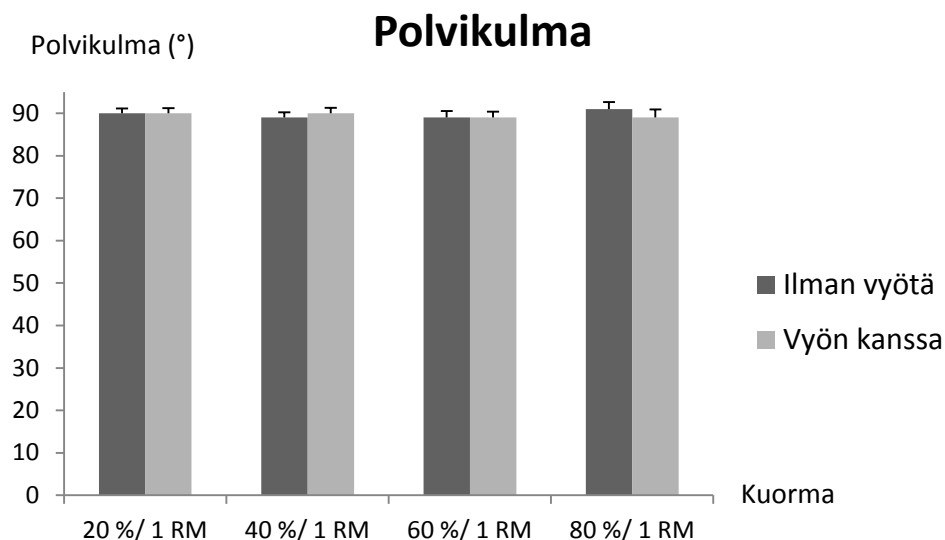
KUVA 14. Erot vastus lateraliuksen EMG:n RMS-arvoissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.



KUVA 15. Erot erector spinaen EMG:n RMS-arvoissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.

7.5 Polvikulma ja suoritusjärjestys

Vyöllä ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevää vaikutusta konsentrisen vaiheen alun polvikulmiin (kuva 16). Suurin ero polvikulmissa oli 80 %: n kuormilla. Ilman vyötä polvikulma oli keskimäärin 91 ± 1.6 astetta ja vyön kanssa 89 ± 1.9 astetta.



KUVA 16. Erot suoritusten todellisissa polvikulmissa ilman vyötä ja vyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä.

Sillä suorittiko kuormat ensin ilman vyötä (n= 6) vai vyön kanssa (n= 6) ei havaittu tilastollisesti merkitsevää riippuvuutta yhdelläkään kuormalla keski- tai huipputehoon, huippunopeuteen, polvikulmaan tai EMG-aktiivisuuteen missään lihaksessa.

8 POHDINTA

Päätulokset. Tutkimuksessa havaittiin 80 %: n kuormalla painonnostovyön lisäävän suorituksen keskitehoa tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$), lisäävän huippunopeutta tilastollisesti hyvin merkitsevästi ($p < 0.01$) sekä lisäävän huipputehoa, mutta ei tilastollisesti merkitsevästi. EMG-aktiivisuuden suhteen painonnostovyön käytön havaittiin lisäävän external obliquen aktiivisuutta 80 %:n kuormalla 120–150 sekä 150–180 asteen polvikulmilla tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$). Vyön käytön havaittiin laskevan gluteus maximuksen aktiivisuutta 60 ja 80 %: n kuormilla, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Vyön käyttö lisäsi biceps femoriksen aktiivisuutta 60 ja 80 %: n kuormilla, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Vastus lateraliksen ja erector spinaen aktiivisuuksissa ei vyön käytön havaittu aiheuttavan tilastollisesti merkitseviä muutoksia eikä selkeitä trendejä.

Tutkimuskysymykset ja johtopäätökset. Tutkimuksen ensimmäisenä tutkimuskysymyksenä oli selvittää painonnostovyön vaikutusta mekaaniseen tehoon nopeusvoimaperiaatteella suoritettuna 90 asteen jalkakyykyssä. Tässä tutkimuksessa havaittiin painonnostovyön käytön vaikuttavan konsentrisen vaiheen keski- ja huipputehoon, huippunopeuteen 90 asteen polvikulmalla suoritettuna jalkakyykyssä, erityisesti lähellä maksimia olevilla kuormilla. Vyön kanssa suoritettuna keskiteho oli 80 %: n kuormalla keskimäärin 4.2 % suurempi, eron ollessa tilastollisesti merkitsevä ($p < 0.05$). Myös 20, 40 ja 60 %: n kuormilla trendi oli vastaavanlainen, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Vyön kanssa tuotettiin suurempi huipputeho jokaisella kuormalla verrattuna ilman vyötä suoritettuun vastaavaan kuormaan, mutta tilastollisesti merkitsevää eroa ei havaittu yhdelläkään kuormalla. Vyöllä havaittiin positiivinen vaikutus myös liikkeen huippunopeuteen. 80 %: n kuormalla huippunopeus vyön kanssa oli keskimäärin 7 % suurempi, eron ollessa tilastollisesti hyvin merkitsevä ($p < 0.01$).

Toisena tutkimuskysymyksenä oli selvittää miten painonnostovyön käyttäminen vaikuttaa lihasten EMG-aktiivisuuteen vastus lateraliksessä, biceps femoriksessa, gluteus maximuksessa, erector spinaessa sekä external obliqueessa. Tutkimuksessa havaittiin

painonnostovyön käytön lisäävän external obliquen aktiivisuutta 80 %:n kuormalla 120–150 sekä 150–180 asteen polvikulmilla tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.05$). Trendi oli vastaavanlainen myös muilla polvikulma sektoreilla 60 ja 80 %: n kuormilla, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Vyön käytön havaittiin laskevan gluteus maksimuksen aktiivisuutta 60 ja 80 %: n kuormilla, kaikilla polvikulma sektoreilla, keskimäärin 2–12 prosenttiyksikköä. Ero ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevä. Vyön käyttö lisäsi biceps femoriksen aktiivisuutta 60 ja 80 %: n kuormilla, kaikilla polvikulma sektoreilla, keskimäärin 1–15 %, mutta ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä. Vastus lateraliksen ja erector spinaen aktiivisuuksissa ei vyön käytön havaittu aiheuttavan tilastollisesti merkitseviä muutoksia eikä selkeitä trendejä.

Tutkimustulosten perusteella painonnostovyön käyttäminen ei tämän tutkimuksen mukaan näyttäisi vaikuttavan ainakaan negatiivisesti lihasten EMG-aktiivisuuden määrään. Tämä tutkimus osaltaan vahvistaa vääräksi yleistä uskomusta painonnostovyön negatiivisesta vaikutuksesta etenkin keskivartalon lihasaktiivisuuteen. Vastaavanlaisiin tuloksiin on päädytty myös muissa tutkimuksissa (Bauer ym. 2001; Lander 1992; Majkowski ym. 1998; Zink ym. 2001). EMG-aktiivisuuden muutoksia analysoitaessa ja pohtiessa on syytä muistaa, että lihakset aktivoituvat aina yhdessä ja pintaelektrodeilla mitattaessa mittaustulokseen vaikuttaa myös varsinaista mitattavaa lihasta ympäröivät lihakset ja niiden aktiivisuus. Tämä cross-talk on suurempaa paikoissa, jossa rasvakudosta on paksumpi kerros lihaksen ja elektrodin välillä, kuten tässä mittauksessa gluteus maximus sekä extenal oblique (Lowery ym. 2002).

Tuloksista voidaan havaita painonnostovyön kasvattavan keski- ja huipputehoa sekä huippunopeutta samalla hieman muuttaen lihasten rekrytointia ja suoritustekniikkaa optimaalisemmaksi maksimaalisen tehon tuottamisen kannalta, etenkin 80 %: n kuormalla. External obliquen EMG-aktiivisuus kasvoi painonnostovyön vaikutuksesta tilastollisesti merkitsevästi 80 %: n kuormalla 120–180 asteen polvikulmilla ja lisäksi kyseisillä kuormilla EMG-aktiivisuus kasvoi biceps femoriksessa ja pieneni gluteus maximuksessa, mutta erot eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Kasvanut external obliquen aktiivisuus kertoo siitä, että lihaksia supistetaan painonnostovyön aiheuttamaa kompressiota vasten. Tämä näkyy

parhaiten lähellä maksimia olevilla kuormilla, jossa keskivartalon stabiiliuden merkitys korostuu. Kasvanut external obliquen aktiivisuus saattaa osaltaan lisätä vatsansisäistä painetta, jonka on todettu stabiloivan selkärankaa sekä vähentävän selkään kohdistuvia puristusvoimia kuormituksessa (Lander 1992). Tutkimuksissa onkin painonnostovyön havaittu kasvattavan sekä vatsansisäistä huippu- että keskipainetta voimaharjoitteluliikkeissä (Harman ym.1989; Lander 1992). Liikkeen parempi stabiilius puolestaan saattaa mahdollistaa suuremman liikenopeuden ja siten suuremman tehon (Lander 1992). Tuloksissa mielenkiintoista oli, että external obliquen EMG-aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempaa 80 %:n kuormalla 120–150 sekä 150–180 asteen polvikulmilla, mutta ei 90–120 asteen polvikulmilla. Tämä saattaa selittyä sillä, että konsentrisen vaiheen alussa jalkakyykyn ala-asennossa vartalon tukilihaksiin kohdistuu suuri kuormitus ja niitä supistetaan painonnostovyöstä riippumatta. Suuremmilla polvikulmilla taas maksimaalisen tehon tuoton kannalta olennaisessa asemassa ovat liikkeen päävaikuttajalihakset, jolloin tukilihasten supistaminen saattaa jäädä vähäisemmälle huomiolle.

Konsentrisen vaiheen keskitehoa analysoidessa täytyy muistaa liikkeeseen kuuluvat kiihdytys- ja jarrutusvaiheet. Tilastollisesti merkitsevät erot external obliquen EMG-aktiivisuuksissa saavutettiin 120–150 sekä 150–180 asteen polvikulmilla. Etenkin 150–180 asteen polvikulmilla alkaa liike hidastumaan joitain kymmeniä asteita ennen polvinivelten täyttä ekstensiota. Tämän perusteella on mahdollista, että painonnostovyön käytön ansiosta kasvanut external obliquen EMG-aktiivisuus tehostaa liikkeen jarrutusvaihetta ja siten kasvattaa suorituksen keskitehoa.

Painonnostovyön aiheuttamia muutoksia liikkeen jarrutusvaiheeseen tukee se, että painonnostovyöllä ei ollut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta liikkeen huipputehoon. Se ettei painonnostovyöllä ollut tilastollista merkitystä huipputehoon oli yllättävää, sillä huippunopeudessa havaittiin tilastollisesti hyvin merkitsevä muutos ($p < 0.01$). Teho voidaan laskea tuotetun voiman ja liikenopeuden tulona. Huipputeho on siis tässä tapauksessa tietty hetki liikkeessä, jolloin teho eli tuotetun voiman ja liikenopeuden tulo saa suurimman arvon. Voima voidaan laskea massan ja kiihtyvyyden tulona ja kuormia keskenään vertaillaessa ulkoinen kuorma ja liikkeen matka on ainakin lähes vakio, olisi huipputehon ja

huippunopeuden oletettu käyttäytyvän yhtenäisesti. Jalkakyykyssä huippunopeutta ja huipputehoa ei kuitenkaan saavuteta välttämättä samassa hetkessä, joka saattaa selittää eron. Tuloksissa erikoiselta vaikuttaa tutkittava numero 11, sillä hän saavutti 80 %: n kuormalla vyön kanssa suuremman huippunopeuden, mutta ei suurempaa huipputehoa. Jos tutkittava numero 11 olisi jätetty pois tilastollisesta analyysistä, olisi sekä huippunopeus että huipputeho olleet tilastollisesti merkitseviä ($p < 0.05$).

Painonnostovyön käytöllä on havaittu olevan yhteys muutoksiin jalkakyykyyn liikeradassa. Tutkimuksissa on havaittu painonnostovyön kanssa suoritettussa jalkakyykyssä tutkittavan massakeskipisteen olevan edempänä ja siten tangon kulkeman matkan olevan pidempi vertikaalisesti ja horisontaalisesti (Lander 1992; Zink 2001). Tässä tutkimuksessa havaittiin 80 %:n kuormalla painonnostovyön kanssa suoritettuna, että suorituksen ala-asennon polvikulma oli keskimäärin kaksi astetta pienempi ja siten tangon kulkema matka oli tämänkin takia hieman suurempi. Pidempi suoritusmatka takaa paremmat edellytykset maksimaalisen tehon tuottamiseen. Tämä saattaa osaltaan selittää painonnostovyön aiheuttamia eroja keski- ja huipputehossa sekä huippunopeudessa.

Painonnostovyön vaikutusta kyykytekniikan muutoksiin saadaan lisätukea paitsi external obliquen EMG-aktiivisuuden muutoksista, myös tutkimuksessa löydetyistä selkeistä, joskaan ei tilastollisesti merkitsevistä, trendeistä 60 ja 80 %: n kuormilla biceps femoriksen ja gluteus maximuksen EMG-aktiivisuuden muutoksissa. Painonnostovyön havaittiin kasvattavan biceps femoriksen aktiivisuutta keskimäärin 1–15 prosenttiyksikköä ja laskevan gluteus maximuksen keskimäärin 2–12 prosenttiyksikköä. Painonnostovyön ei havaittu vaikuttavan vastus lateraliksen tai erector spinaen aktiivisuuden muutoksiin. Edeltävät tutkimukset tukevat tuloksia, sillä Zink ym. (2001) havaitsivat samansuuntaisia muutoksia kyseisten lihasten aktiivisuudessa. Landerin (1992) tutkimuksessa ei myöskään havaittu muutosta erector spinaen EMG-aktiivisuudessa, mutta vastus lateraliksen ja biceps femoriksen EMG-aktiivisuuden havaittiin kasvavan painonnostovyön vaikutuksesta. Kyseisessä tutkimuksessa kasvaneet vastus lateraliksen sekä biceps femoriksen aktiivisuudet voidaan kuitenkin selittää selkeästi väsymystä aiheuttaneella kuormitusmallilla.

Zink ym. (2001) selittivät aktiivisuuden muutoksia sillä, että painonnostovyön käytön seurauksena kyykkysuorituksen tekniikka ja lihasten rekrytointi muuttuu. Painonnostovyön kanssa massakeskipiste siirtyy eteenpäin, jolloin kyykkysuorituksessa lonkkanivelen ekstensoreiden aktiivisuus lisääntyy. (Zink ym. 2001.) Tässä tutkimuksessa havaittiin samansuuntaisia, joskaan ei tilastollisesti merkitseviä tuloksia biceps femoriksen osalta, mutta ei gluteus maximuksen osalta. Vastus lateraliksen tai erector spinaen EMG-aktiivisuudessa ei tässä tutkimuksessa havaittu muutosta, joka kertoo siitä, ettei painonnostovyö vaikuta kyseisten lihasten aktivointiin jalkakyykyssä.

Tähän tutkimukseen osallistuneiden tutkittavien optimitihoalue sijoittuu keskimäärin 60 % ja 80 %:n kuormien välille. Aiempaan tutkimukseen mm. Cormie ym. (2011b) sekä tutkittavien harjoittelutaustaan ja tasoon vedoten tulos on odotetunlainen, joskin hieman korkea. Tutkittavista suuri osa oli palloilijoita ja palloilulajeissa korostuu voima-nopeuskäyrän nopeuspää, joten optimitihoalueen olisi voinut olettaa olevan pienemmillä kuormilla. (Cormie ym. 2011b.)

Tässä tutkimuksessa, sekä aiemmissä tutkimuksissa on havaittu painonnostovyön käyttämisen muuttavan lihasten aktivointia ja siten suoritustekniikkaa (Lander 1992; Zink 2001). Siksi suorituskyvyn kehittymisen kannalta täytyy ottaa huomioon, että painonnostovyön käyttäminen kilpailusuorituksessa on mahdollista vain muutamissa lajeissa.. Tulevaisuudessa tarvitaan lisää tutkimusta siitä, onko painonnostovyön käyttämisellä harjoittelussa positiivisia vai negatiivisia siirtovaikutuksia ilman painonnostovyötä suoritettavaan liikkeeseen, esimerkiksi kilpailusuorituksessa.

Tutkimustuloksiin vaikuttaneet tekijät sekä virhelähteet. Tämän tutkimuksen tuloksiin on voinut vaikuttaa kyykytekniikan vakiointiin liittyneet haasteet. Polvikulma vakioitiin kaikille koehenkilöille 90 asteeseen ja polvikulmaa mitanneen goniometrin avulla signaalista voitiin tarkastaa polvikulman todellisuudessa vaihdelleen 89 ja 91 asteen välillä. Myös asennon leveys vakioitiin tutkittavakohtaisesti. Lonkkanivelen kulmaa ei tutkimuksessa vakioitu ja se saattaa vaikuttaa jalkakyykyyn liikerataan ja siten tuotettuun tehoon sekä lihasten aktivointiin. Painonnostovyön vaikutusta kyykyyn liikerataan voidaan tässä tutkimuksessa osaltaan arvioida

lihasten aktiivisuuksien muutosten perusteella. Vielä parempi olisi ollut jos suoritukset olisi videoitu ja kyetty analysoidaan jälkikäteen, mutta tutkimuksen aikataulun ja resurssien puitteissa se ei ollut mahdollista.

Tiukasta aikataulusta johtuen rekrytoituista tutkittavista kolme henkilöä eivät pystyneet osallistumaan tutkimukseen. Tutkittavien tuli suorittaa kaikki mittaukset yhdellä kertaa, jolloin yhden mittauskerran kestoksi tuli noin kaksi tuntia. Ennen kahdeksaa nopeusvoima kuormitusta tutkittavat suorittivat 3 RM määrityksen, joka on saattanut aiheuttaa tutkittaville väsymystä ja siten vaikuttaa tuloksiin. Kuitenkin keskenään verrattavat suoritukset suoritettiin aina peräjälkeen, jolloin tuloksia voi hyvin vertailla keskenään mahdollisesta väsymyksestä huolimatta. Lisäksi nopeusvoima kuormitusten välillä oli palautusta viisi minuuttia, jolloin välittömät energianlähteet sekä hermosto ehtivät palautua (Häkkinen ym. 2004, 260-261).

Mittaustilanteessa virhelähteitä on saattanut aiheuttaa Ballistic Measurement System. Mitattu tehodata täytyi analysoida tutkittavan suoritusten välillä, sillä yrittäessä avata tallennettua dataa jälkikäteen seurauksena oli ohjelman kaatuminen. Tämän seurauksena tulosten tarkastelu jälkikäteen oli mahdotonta ja vaikka analyysi tehtiin systemaattisesti ja huolellisesti ovat inhimilliset virheet mahdollisia. Kriittisyyttä vaatii huippunopeuden ja huipputehon vertailu. Tulokset ovat ristiriitaisia, vaikka ne tarkistettiin inhimillisten virheiden varalta. EMG: n mittauksessa eniten haasteita aiheutti aktiivisuuden mittaaminen erector spinaesta, sillä kolmella tutkittavalla elektrodi jäi painamaan painonnostovyön alle ja sitä täytyi hieman siirtää ennen ensimmäistä kuormitusta. Lisäksi EMG: n mittaamisessa virhelähteitä on saattanut aiheuttaa jalkakyykkysuorituksen dynaamisuus, jolloin elektrodien liikkuminen suhteessa ihoon sekä ihon liikkuminen suhteessa lihakseen saattoi aiheuttaa epätarkkuutta ja pieniä häiriötä EMG-signaaliin.

Tässä tutkimuksessa ei mitattu suoraan vatsansisäisen paineen muutoksia, sillä tarvittavaa laitteistoa ei ollut. Tutkimuksissa on kuitenkin havaittu painonnostovyön käytön kasvattavan vatsansisäistä painetta voimaharjoitteluliikkeissä (Harman ym. 1989; Lander 1992). Tässä tutkimuksessa muutoksia keskivartalon stabiiliudessa voidaan arvioida external obliquen EMG-aktiivisuuden muutosten perusteella.

Tuloksiin on saattanut vaikuttaa myös psykologiset tekijät, sillä tuotettu mekaaninen teho on vahvasti riippuvainen tutkittavan motivaatiosta tehdä jokainen suoritus maksimaalisella yrityksellä. Psykologisten tekijöiden vaikutusta pyrittiin vähentämään muistuttamalla tutkittavia maksimaalisesta yrityksestä ennen jokaista kuormaa, sekä kannustamalla tutkittavia suoritusten aikana.

Tutkimusten yleistettävyyden kannalta tulee ottaa huomioon tutkittavien otoksen rajallinen koko ($n= 12$) sekä tutkittavien harjoitustausta. Kuitenkin otos oli antropometrisiltä ominaisuuksiltaan, voimatasoiltaan sekä voimaharjoittelutaustaltaan verrattain homogeeninen, joten vastaavanlaiseen ryhmään voidaan tuloksia yleistää. Tämä on tiettävästi ensimmäinen tutkimus, joka tutki painonnostovyön vaikutusta puhtaasti nopeusvoimakuormituksessa. Lisätutkimusta vaaditaan, jotta vyön vaikutusta lisääntyneeseen tehon tuottoon voidaan yleistää koskemaan muita liikkeitä tai erilaisen harjoitustaustan omaavia urheilijoita esimerkiksi puhtaasti teholajien urheilijoita. Lisäksi tulevaisuudessa tarvitaan tarkempaa tietoa siitä, miten painonnostovyö vaikuttaa jalkakyykyn suoritustekniikkaan sekä millainen siirtovaikutus painonnostovyön kanssa suoritettulla harjoittelulla on mekaanisen tehontuottoon ilman painonnostovyötä suoritettavaan kilpailusuoritukseen.

Sovellukset käytännön urheiluvalmennukseen. Tutkimustulosten perusteella painonnostovyön käyttö on perusteltua ja hyödyllistä nopeusvoimaperiaattein suoritettussa jalkakyykyssä suurilla kuormilla, nopeus-voimakäyrän voimapäässä. Painonnostovyön avulla saavutetaan suurempi liikenopeus ja siten tuotetaan suurempi keski- ja huipputeho, jolloin voidaan ajatella vyön kanssa suoritettusta jalkakyykyharjoituksesta saadun harjoitusärsyksen olevan voimakkaampi. Pienemmillä kuormilla painonnostovyöllä ei ole vaikutusta tehomuuttujiin.

Painonnostovyön käyttö on perusteltua myös lihasten aktiivisuuden muutosten perusteella. Painonnostovyön ei havaittu vaikuttavan liikkeen päävaikuttajalihasten aktiivisuuteen, mutta suurilla kuormilla (tässä tutkimuksessa 80 % / 1 RM) external obliquen (ulompi vino vatsalihas) lihasaktiivisuus oli suurempaa painonnostovyön kanssa verrattuna ilman vyötä

tehtyyn suoritukseen. Pienemmillä kuormilla painonnostovyön käytöllä ei havaittu merkitystä lihasaktiivisuuteen.

Harjoittelun kannalta on syytä muistaa, että painonnostovyön käyttäminen muuttaa jalkakyykyn suorituksen tekniikkaa sekä lihasten rekrytointia (Lander 1992; Zink ym. 2001). Lisäksi painonnostovyön kanssa tehdyn harjoittelun siirtovaikutuksia ilman vyötä tehtävään lajisuoritukseen ei ole tutkittu.

LÄHTEET

- Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen. Teoksessa K.L. Keskinen, K. Häkkinen, M. Kallinen (toim.) Kuntotestauksen käsikirja. Suomi: Liikuntatieteellinen seura ry, 125–189.
- Bauer, J, Frx, A., Carter, C. 1999. The use of lumbar-supporting weight belts while performing squats: erector spinae electromyographic activity. *Journal of Strength and Condition Research* 13, 384–388
- Bomba, T., Haff, G. 2009. *Periodization*. 5. painos. Champaign: Human kinetics.
- Bourne, N. ja Reilly, T. 1991. Effect of a weightlifting belt on spinal shrinkage. *British Journal of Sport Medicine*. 25 (4), 209–212.
- Caterisano, A., Moss, R., Pellingier, T., Woodruff, K., Lewis, V., Booth, W., Khadra, T. 2002. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16, 428–432.
- Comfort, P., Fletcher, C., McMahon, J.J. 2012. Determination of optimal loading during the power clean, in college athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26, 2790 – 2793.
- Cormie, P., McGuigan, R., Newton, R.U. 2010. Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 42 (8), 1582–1598.
- Cormie, P., McGuigan, R., Newton, R. 2011a. Developing maximal neuromuscular power part 1 – biological basis of maximal power production. *Sports Medicine* 41 (1), 17–38.
- Cormie, P., McGuigan, R., Newton, R. 2011b. Developing maximal neuromuscular power part 2 – training considerations for improving maximal power product. *Sports Medicine* 41 (2), 125–146.
- Enoka, R. 2008. *Neuroimechanics of human movement*. 4. painos. Champaign: Human kinetics.
- Escamilla, R. 2001. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33 (1), 127–141.

- Escamilla, R., Fleising, G., Lowry, T., Barrentine, S., Andrews, J. 2001. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33 (6), 984–998.
- Escamilla, R., Francisco, A., Kayes, A., Speer, K., Moorman, C. An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34 (4), 682–688.
- Finnie, S., Wheeldon, T., Hensrud, D., Dahm, D., Smith, J. 2003. Weight lifting belt use patterns among a population of health club members. *Journal of Strength & Conditioning Research* 17 (3), 498–502
- Giorcelli, R., Hughes, R., Wassell, J., Hsiao, H. 2001. The effect of wearing a back belt on spine kinematics during asymmetric lifting of large and small boxes. *Spine* 26 (16), 1794–1798
- Gullett, J., Tillman, M., Gutierrez, G., and Chow, J. 2008. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *Journal of Strength and Condition Research* 23 (1), 284–292.
- Haff, G. & Nimphius S. 2012. Training principles for power. *Strength and Conditioning Journal* 34 (6), 2-12.
- Harman, E., Bosenstein, R., Frykman, P., Nigro, G. 1989. Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weightlifting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 21, 186–190
- Hartmann, H., Wirth, K., Klusemann, M. 2013. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*. 43, 993–1008.
- Häkkinen, K., Mäkelä, J., Mero, A. 2004. Voima. Teoksessa A. Mero, A. Nummela, K.L. Keskinen, K. Häkkinen (toim.) *Urheilualmennus*. Lahti: VK-kustannus. 251–292.
- Kraus, J., Schaffer, K., Rice, T., Maroosis, J., Harper, J. 2002. A fieldtrend of back belts to reduce the incidence of acute low back injuries in New York City home attendants. *The International Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 8 (2), 2727–2732.
- Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W., Ryushi, T., Takano, S., Mizuno, M. 2000. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of Applied Physiology* 88 (3), 811–816.

- Lander J.E. 1992. The effectiveness of weight belts during multiple repetitions of the squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 24, 603–609.
- Lowery, M., Stoykov, S., Kuiken, T. 2002. A simulation study to examine the use of cross-correlation as an estimate of surface EMG cross talk. *Journal of Applied Physiology* 94, 1324–1334.
- Majkowski, G., Jovag, B., Brian, W., Taylor, B., Scott, M., Allison, S., Stetts, D., Clayton R. 1998. The effect of back belt use on isometric lifting force and fatigue of the lumbar paraspinal muscles. *Spine* 23 (19), 2104–2109.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H., Theisen, D. 2006. Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *Journal of Applied Physiology* 100 (3), 771–779.
- McArdle, W., Katch, F., Katch, V. 2007. *Exercise physiology*. 6. painos. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- McBride, J., Triplett-Mcbride, T., Davie, A., Newton, R. 2002. The effect of heavy- vs. Light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16 (1), 75–82.
- Mittchell, L., Lawler, F., Bowen, D., Mote, W. 1994. Effectiveness and cost effectiveness of employer-issued back belts in areas of high risk for back injuries. *The International Journal of Occupational and Environmental Medicine* 36, 90–94.
- Renfro, G., Ebben, W. 2006. A review of the use of lifting belts. *National Strength and Conditioning Association* 28 (1), 68–74.
- Schoenfeld, B. 2010. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24 (12), 3497–3506.
- Shoepe, T., Stelzer, J., Garner, D., Widrick, J. 2003. Functional adaptability of muscle fibers to long-term resistance exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35 (6), 944–951.
- Schwanbeck, S, Chilibeck, P., and Binsted, G. 2009. A comparison of free weight squat to smith machine squat using electromyography. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23 (9), 2588–2591.

- Wassell, J., Gardner, L., Landsittel, D., Johnston, J., Johnston, J. 2000. A prospective study of back belt for injury prevention of back pain and Injury. *The Journal of the American Medical Association* 284–288
- Wisløff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., Hoff, J. 2004. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sport Medicine* 38, 285–288.
- Wretenberg, P., Feng, Y., Arborelius, U. 1996. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 28, 218–224.
- Zink, A., Whiting, W., Vincent, W., McLaine, A. 2001. The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research* 15 (2), 235–240.