

Anni Knuutinen

Mari Vilkas

ALARAAJOJEN MAKSIMAALINEN VOIMANTUOTTO CROSSFIT - HARRASTAJILLA

Opinnäytetyö

Naprapaatti

Naprapatian koulutusohjelma

2022



**Kaakkois-Suomen
ammattikorkeakoulu**

Tutkintonimike	Naprapaatti (Amk)
Tekijä/Tekijät	Anni Knuutinen ja Mari Vilkas
Työn nimi	Alaraajojen maksimaalinen voimantuotto crossfit-harrastajilla
Toimeksiantaja	Karhu Wellness Oy
Vuosi	Toukokuu 2022
Sivut	56 sivua, liitteitä 6 sivua
Työn ohjaaja(t)	Petteri Koski

TIIVISTELMÄ

Tämän opinnäytetyön tavoitteena on saada selville, minkälainen riippuvuussuhde eli korrelaatio yleisimpien alaraajojen maksimivoimaa mittaavien liikkeiden välillä on. Tarkoituksena on selvittää, minkälainen korrelaatio vertikaalisten hyppyjen hyppikorkeuden ja maksimaaliseen 1 RM -jalkakyykyn välillä on, sekä selvittää minkälainen korrelaatio maksimaalisen isometrisen polven ojennus- ja koukistusliikkeen ja 1 RM -jalkakyykyn välillä on. Tämän lisäksi haluttiin selvittää maksimaalisen isometrisen polven ojennus- ja koukistusliikkeen sekä vertikaalisten hyppyjen hyppikorkeuden välinen korrelaatio.

Opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivisena kokeellisena tutkimuksena. Testitulokset toimivat teoreettisen viitekehysten tukena. Tutkimusjoukkona (N = 20) toimivat 19–50-vuotiaat terveet ja hyväkuntoiset Karhu Crossfitin jäsenet. Testit suoritettiin kahtena peräkkäisenä päivänä Karhu Crossfitin ja Kaakkois-Suomen ammattikorkeakoulun tiloissa joulukuussa 2021. Tulokset kirjattiin ylös ja analysoitiin Pearsonin korrelaation avulla SPSS-ohjelmistoa käyttäen.

Erittäin vahva korrelaatio löydettiin kevennyshypyn korkeuden, staattisen hypyn korkeuden sekä maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen väliltä verrattaessa maksimaaliseen 1 RM -jalkakyykkyyhyn. Vahva korrelaatio löydettiin maksimaalisen 1 RM -jalkakyykyn ja maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen, maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen ja kevennyshypyn korkeuden sekä maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen ja staattisen hypyn korkeuden väliltä. Keskiwertokorrelaatio löydettiin maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen ja kevennyshypyn korkeuden sekä staattisen hypyn korkeuden ja maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen väliltä. Maksimaalisen lihasvoiman merkitys hyppikorkeuteen on merkittävää ja tulokset vastaavat aikaisempaa tutkimusnäyttöä.

Asiasanat: lihasvoima, nopeusvoima, korrelaatio, testaus, alaraaja

Degree	Naprapaatti (Amk)
Author (authors)	Anni Knuutinen and Mari Vilkas
Thesis title	The maximal strength production of lower extremities among crossfit athletes
Commissioned by	Karhu Wellness Oy
Time	May 2022
Pages	56 pages, 6 pages of appendices
Supervisor	Petteri Koski

ABSTRACT

The aim of this thesis was to find out the relationship between the most common movements measuring maximal force of the lower extremities. The purpose was to find out what type of correlation there is between the height of vertical jumps and maximal 1 RM squat, as well as to determine what kind of correlation there is between maximal isometric knee flexion and extension movement to maximal 1 RM squat. In addition to this we wanted to find out the correlation between the maximal isometric knee flexion and extension movement and the jump height of vertical jumps.

This thesis was carried out as a quantitative experimental study. The test results serve as support for the theoretical frame of reference. Healthy and fit Karhu Crossfit members aged 19 to 50 years old served as a research force (N=20). The tests were conducted on two consecutive days at the premises of Karhu Crossfit and South-Eastern Finland University of Applied Sciences in December of 2021. The results were written down and analyzed with Pearson correlation using SPSS software.

A very strong correlation was found between counter movement jump(CMJ) height, squat jump (SJ) height as well as maximal isometric knee flexion when compared to a 1 RM squat. A strong correlation was found between 1 RM squat and maximal isometric knee extension, maximal isometric knee flexion and CMJ jump height and maximal isometric knee flexion and SJ jump height. The average correlation was found between maximal isometric knee extension and CMJ jump height as well as SJ jump height and maximal isometric knee extension. The importance of maximal muscle strength to jump height was significant and the results were consistent with previous research evidence.

Keywords: muscle strength, explosive strength, correlation, testing, lower extremity

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	5
2	CROSSFIT-URHEILU.....	6
3	LIHAKSEN FYSIOLOGIA	7
3.1	Lihaksen toiminta.....	9
3.2	Lihaksen energia-aineenvaihdunta	10
3.3	Motorinen yksikkö	12
3.4	Lihaksen voimantuotto.....	13
4	ANATOMIA	19
5	BIOMEKANIikka	23
6	MAKSIMIVOIMA	31
7	OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS	32
7.1	Kokeellinen tutkimus.....	33
7.1.1	Mittausmenetelmä	34
7.1.2	Aineisto ja analyysi	39
8	TULOKSET	41
9	POHDINTA.....	46
10	LÄHTEET	51

Liite 1/10. Esitietolomake

Liite 2/10. Suostumus tieteelliseen tutkimukseen

Liite 3/10. Suostumus tieteelliseen tutkimukseen

Liite 4/10. Staattinen hyppy

Liite 5/10. Kevennyshyppy

Liite 6/10. 1 RM -jalkakyykky

Liite 7/10. Isometrinen polven koukistus

Liite 8/10. Isometrinen polven ojennus

Liite 9/10. Tulokset

Liite 10/10. Yleistiedot

1 JOHDANTO

Voimaharjoittelua käytetään harjoittelun osana, ja sen tarkoituksena on kasvattaa lihasvoimaa, tehontuottoa sekä paikallista lihasten kestävyyttä yleisesti urheilussa sekä kilpaurheilussa. Lihasvoiman ja voimantuoton lisääntymisellä on monia terveyshyötyjä, kuten positiiviset vaikutukset sydän- ja verenkiertoelimistöön, kehonkoostumukseen, luun mineraalitiheyteen, mielenterveyteen sekä loukkaantumisriskin pienenemiseen. (Stricker ym. 2020.)

Voimaharjoittelun tavoitteena on parantaa yksilön terveyttä ja suorituskykyä. Terveystieteiden etujen takia voimaharjoittelu on tärkeää. Säännöllinen voimaharjoittelu johtaa lihasten hypertrofiaan, kehittää voimantuottoa sekä voi myös parantaa luun mineraalitiheyttä. (Schumann 2021.) Dynaamisten, isometrinen ja reaktiivisten lihasvoimatestien avulla voidaan seurata yksilön voimaominaisuuksia. Suurempi lihasvoima voi parantaa kykyä suorittaa erilaisia liikkeitä, kuten esimerkiksi hyppyjä. Lihasvoima on määritelty kyvyksi kohdistaa voimaa ulkoiseen vastukseen tai esineeseen. Vastusharjoittelun seurauksena kehittynyt lihasvoima vaikuttaa positiivisesti yksilön nopeusvoimaominaisuuksiin. (Suchomel ym. 2016.)

Yksilön toimintakykyä voidaan mitata eri tavoin maksimivoiman ja räjähtävän voimantuoton avulla. Erilaisia dynaamisia sekä isometrisiä menetelmiä lihasvoiman arvioimisessa on pidetty erittäin luotettavina ja yksi käytetyimmistä maksimaalista lihasvoimaa mittaavista testeistä on yhden toiston maksimaalinen (1 RM) -jalkakyykkytesti. Räjähtävää alaraajojen voimantuottokykyä luokitellaan ja arvioidaan räjähtävillä hyppyillä voimalevyjen avulla. (McMaster ym. 2014.)

1 RM -testiä käytetään hyväksi määriteltäessä sopivaa voimaharjoittelun intensiteettiä ja arvioidessa harjoitteluohjelman tehokkuutta. Voimaharjoittelun tuottaman voiman kasvun on osoitettu parantavan esimerkiksi vertikaalisten hyppyjen korkeutta. Varsinkin painonnostoliikkeitä sisältävän harjoittelun on

löydetty vaikuttavan vertikaalisten hyppyjen suoritukseen paremmin verrattaessa perinteiseen vastusharjoitteluun. (Stricker ym. 2020.)

Tämän pohjalta halusimme etsiä yhteyksiä yleisimpien alaraajojen voimantuottoa mittaavien liikkeiden väliltä. Tämän kokeellisen opinnäytetyön tavoitteena oli selvittää, miten vertikaalisten hyppyjen korkeus sekä isometrinen polven ojennus ja koukistus korreloivat 1 RM -jalkakyykyliikkeen kanssa. Lisäksi halusimme selvittää, miten vertikaalisten hyppyjen korkeus korreloi isometrisen polven ojennuksen ja koukistuksen kanssa. Opinnäytetyössä testattiin etu- ja takareisien maksimaalista voimantuottoa isometrisesti, 1 RM -jalkakyykyyn voimantuottoa levytangolla suoritettuna sekä kevennyshypyn ja staattisen hypyn korkeutta. Crossfit-harrastajien vammoja sekä niiden ennaltaehkäisyä on tutkittu paljon, mutta alaraajojen voimantuottoon liittyviä tutkimuksia on tehty vähän. Opinnäytetyön tilaaja on Karhu Wellness Oy.

2 CROSSFIT-URHEILU

Greg Classman perusti CrossFit-lajin vuonna 1995 Santa Cruzissa, Kaliforniassa, Yhdysvalloissa (Paine 2010). Crossfit on yksi nopeimmin kasvavista korkean intensiteetin omaavista urheilulajeista. Crossfitiä harrastetaan toiminnallista harjoittelua varten perustetuissa Crossfit-saleissa, joita on yhteensä 142 maassa. Lajissa pyritään optimoimaan fyysisiä osa-alueita sisältäen muun muassa sydän- ja hengityselinten kestävyyttä, voimaa, liikkuvuutta, tehoa, nopeutta, koordinaatiota ja tasapainoa. (Claudino 2018.) Crossfitissa suoritetaan vaihtelevia, korkeaintensiteettisiä sekä toiminnallisia liikkeitä. Nämä jakautuvat voimistelu-, painonnosto- ja kardio-osioon. (Paine 2010.) Voimisteluosiossa suoritetaan kehonpainoharjoitteita eli kyykyjä, punnerruksia, leuanvetoja, köysikiipeilyä sekä renkailla suoritettavia liikkeitä. Aerobisessa osiossa on juoksua, soutua, hyppynaruhyppyjä ja pyöräilyä. Painonnostoliikkeitä ovat kyykky, maastaveto, tempaus, rinnalleveto ja työntö, sekä muut työnnöt pään yläpuolelle käyttäen painona kahvakuulia, hiekkasäkkejä ja kuntopalloja. (Maté-Muñoz 2017.)

Tunnin kestävässä harjoituksessa kaikki osallistujat suorittavat saman harjoituksen valmentajan ohjeistuksella. WOD (work out of the day) -harjoitus pitää sisällään sykettä nostattavan alkulämmittelyn, voima- tai tekniikkaosion ja kuntoharjoituksen, jota kutsutaan metconiksi (metabolic conditioning). (Hulmi 2015, 18.) WOD vaihtelee päivittäin, mutta normaalisti se sisältää erilaisia korkealla intensiteetillä suoritettuja toiminnallisia harjoitteita 5–20 minuutin ajan (Paine 2010). Toiminnalliset harjoitteet suoritetaan hyvällä tekniikalla ilman pitkiä palautusaikoja (Silva de Souza 2021).

Lajiin liittyy suuri tuki- ja liikuntaelinten loukkaantumisriski huonon ohjelmoinnin takia (Claudino 2018). Loukkaantumisen taustalla voi olla huono tekniikka tai riittämätön palautuminen (Silva De Souza 2021). Crossfitissa viisi useimmiten käytettyä ja vaativimpana pidettyä harjoitusta ovat Fran, Murph, Fight gone bad, Helen ja Filthy fifty (Claudino 2018). Melkein kaikki Crossfit-harjoitteet ovat mitattavia ja niitä mitataan ajan, toistomäärän tai painon mukaan. Kaikki tunneilla suoritettavat liikkeet voidaan muokata eri tasoisille harrastajille sopiviksi. (Akonniemi 2018, 18–19.)

Ensimmäiset Crossfit-kilpailut järjestettiin vuonna 2007 Californian Aromasissa ja maailmanlaajuiset Open-karsinnat olivat vuonna 2011 (Akonniemi 2018, 35). Vuonna 2022 maailmanlaajuinen Crossfit Games -tapahtuma on neliosainen ja siihen sisältyvät Open-karsinnat, neljännesvälierät, semifinaalit ja tapahtuma huipentuu Games-kisoihin (Crossfit 2022). Open-karsinnat ovat avoimet kaikille harrastajille ja lajit suoritetaan omalla salilla. Kilpailun voittaja saa The Fittest on Earth -tittelin. (Akonniemi 2018, 35.)

3 LIHAKSEN FYSIOLOGIA

Lihakset rakentuvat supistumiskykyisistä lihassoluista. Lihassolut muodostuvat lihasfilamenteista rakentuvista lihassäikeistä. Yksittäinen 1 cm pitkä lihassolu sisältää noin 8000 lihassäiettä ja säikeet koostuvat noin 4500 sarkomeeristä. Aktiinista, myosiinista sekä kahdesta proteiinista rakentuvista filamenteista muodostuu sarkomeerejä. Lihaskudoksen lihassolut ovat poikkijuovaisia. (Kauranen 2014, 60.) Sidekudoskalvo eli endomysium on

ohutta sidekudosta. Se ympäröi jokaista lihassäiettä ja erottaa ne toisista lähellä olevista säikeistä. Perimysium on lihassykimppuja ympäröivä kalvo ja epimysium ympäröi koko lihasta. (McArdle ym. 2015, 358.) Lihassolun paksuuntuessa tai kasvaessa pituutta soluun liittyy uusia tumia aktiivisista satelliittisolusta. Lihassoluissa on paljon mitokondrioita eli sarkosomeja, koska lihassolu kuluttaa paljon energiaa. Mitokondriot ovat lihassolussa sijaitsevia soluelimiä, jotka huolehtivat soluhengityksestä. Mitokondrioiden määrä lihassoluissa vaihtelee sen mukaan, kuinka paljon ja millaista fyysistä harjoittelua tehdään. (Kauranen 2014, 62–65.)

Lihassolujen jaottelu perustuu voimantuotto-ominaisuuksiin tai supistuvien proteiinien isomeerien eroavaisuuksiin. Lihassolutyypit jaetaan supistumis- ja rentoutumisominaisuuksien perusteella hitaisiin I-tyyppin ja nopeisiin II-tyyppin lihassoluihin. Tyyppin I lihassolujen metabolia tapahtuu pitkälti hapellisessa eli aerobisessa tilassa, ja voimantuotto-ominaisuudet ovat matalat, koska solut supistuvat hitaasti. Hitailta lihassoluilla on hyvät kestävyysominaisuudet, minkä avulla ihminen suorittaa pitkäkestoisen ja matalatehoisen lihastyön. Tyyppin II lihassolujen aineenvaihdunta tapahtuu pitkälti hapettomassa eli anaerobisessa tilassa. Tyyppin II lihassolut supistuvat tehokkaasti ja omaavat hyvät voimantuotto-ominaisuudet, mutta ne väsyvät nopeasti. Motorisista sekä asentoa muuttavista lihaksista löytyy nopeita lihassoluja ja nämä lihakset kulkevat usein kahden nivelen yli toimien fleksoreina tai lateraalina lihaksina. (Kauranen 2014, 77–79.)

Kun halutaan lisää lihasvoimaa, aktivoidaan nopeiden motoristen yksiköiden matalan ärtyvyyskynnyksen omaavat Ila-tyyppin lihassolut. Lähestyttäessä lihaksen maksimaalista voimantuottoa aktivoidaan myös korkeimman ärtyvyyskynnyksen omaavat IIX-tyyppin solut lihassupistukseen ja nostetaan syttymistaajuus maksimiin. Tällöin lihas on saavuttanut hermostolliselta puolelta maksimaalisen voimantuottotason. (Kauranen 2014, 176.) Tyyppin I lihassoluissa on paljon mitokondrioita, solunsisäisiä triglyseridejä sekä aerobiseen energiatuotantoon osallistuvia entsyymejä. Tyyppin II lihassoluissa anaerobisten sekä glykolyttisten entsyymien aktiivisuus on suurta, ja ne sisältävät runsaasti fosfokreatiinia ja glykokeenia. (Fogelholm ym. 2011, 22.)

Kehon liikkeisiin osallistuu monia lihaksia ja kaikilla on omat toimintaroolit liikkeiden aikana. Lihaksen toimintarooli eri liikkeissä voi vaihdella ja jopa vaihtua liikesuunnasta sekä liikkeestä riippuen. Yksittäinen lihas voi toimia agonistina, antagonistina, synergistinä, neutralisoijana tai fiksaattorina. Liikkeestä päävastuussa on konsentrista lihastyötä tekevä liikkeen puolella sijaitseva agonistilihas. Vastaavasti agonistin vastakkaisella puolella sijaitsee eksentristä työtä tekevä antagonistilihas, joka säätelee liikenopectua ja pehmentää liikettä. Agonistin supistuessa antagonistilihas venyy (resiprokaalinen inhibitio). Synergisti on agonistilihaksen puolella sijaitseva lihas, joka avustaa agonistia konsentrisessa lihastyössä. Neutralisoija eliminoi toiminnan, joka ei ole tarkoituksenmukaista lihasten yhteistoiminnan kannalta eli esimerkiksi eliminoi agonistin toisen liikkeen kaksoisroolitalanteessa. Fiksaattori pitää vartalon tai raajan osia paikallaan, jotta agonistilihakset saavat tukevan vetopohjan omalle työllensä. (Kauranen 2014, 218.)

3.1 Lihaksen toiminta

Otsalohkon isoaiukuori vastaa erityisesti lihastoiminnan säätelystä. Lihasten sensorikan kannalta keskeisin alue on primaarinen somatosensorinen aiukuori, joka on keskittynyt tuntoaistimuksen muodostamiseen. Tuntoaistimukset saapuvat aiukuorelle nousevia hermoratoja pitkin lihaksista, jänteistä, nivelistä ja ihosta. Primaariselta motoriselta aiukuorelta liikkeisiin saadaan hienomotorista tarkkuutta. Kuoren neuronit kontrolloivat, mikä lihas supistuu ja milloin se supistuu. Premotorinen aiukuori vastaa monimutkaisemmista usean nivelen liikkeen liikesarjoista. Yksinkertaisissa yhden nivelen liikkeissä aiukuorella ei havaita suurta aktiviteettia. Monimutkaiseen liikesuoritukseen valmistautumisessa havaitaan voimakasta aktiviteettia premotorisella aiukuorella. (Kauranen 2014, 120–123.)

Ihmisen hermosto koostuu kahdesta suuremmasta kokonaisuudesta. Aivoista ja selkäytimestä muodostuvasta keskushermostosta sekä ääreishermostosta, jonka hermot vievät tai tuovat viestin keskushermostolle. (McArdle ym. 2015, 384.)

Ääreishermit ovat keskushermoston ulkopuolella sijaitsevia hermoston rakenteita, joihin kuuluvat aivohermot ja selkäydinhermot. Selkäydinhermoja on 31 paria ja niiden tehtävänä on kuljettaa hermoimpulsseja selkäytimestä vartalon sekä raajojen lihaksiin. Jokaisella selkäydinhermolla on oma tehtävänsä hermottaa tiettyä lihaksistoa ja ihoaluetta. Tahdonalaisten lihastoimintojen liikkeen idea syntyy aivojen assosiativisissa kuorialueissa. Tämän jälkeen premotoriselta kuorialueelta poimitaan sopiva prefrontaalisen aivokuoren hyväksymä liikeaiho toiminnan suorittamiseen. Primaarinen motorinen kuorikerros yhdistelee ja kerää valmistellut tiedot, jonka jälkeen se muodostaa lopullisen liikekäskyn. Liikekäsky lähetetään hermoimpulsseina pyramidirataa pitkin selkäytimen ja motorisen ääreishermon kautta lihakselle. Lopuksi lihassolut suorittavat hermostollisesti ohjatun supistumisen. (Kauranen 2014, 130–132.)

3.2 Lihaksen energia-aineenvaihdunta

Ihmisen keho käyttää ja hyödyntää energiaravintoaineita energiana esimerkiksi lihaksistossa, joita ovat hiilihydraatit, rasvat ja proteiinit. Energia tarkoittaa kykyä tai kapasiteettia suorittaa työtä. Energia voi olla potentiaalista tai kineettistä solun metabolian kannalta. Metabolian potentiaalinen energia tarkoittaa erilaisten molekyylien kemiallisiin sidoksiin sitoutunutta ja varastoitunutta energiaa. Metabolian kineettinen energia on kemiallisen energian muuttamista lihassupistukseksi ja mekaaniseksi energiaksi. Rasvojen, proteiinien ja hiilihydraattien sidoksiin varastoitunut kemiallinen energia hajotetaan sekä erotellaan monivaiheisissa entsyymien ohjaamissa reaktioissa, koska ihminen ei voi käyttää välittömästi ruuasta saatua energiaa suoraan lihastyöhön. (Kauranen 2014, 181–182.)

Kaikki elävät solut käyttävät energialähteenä ATP:tä eli adenosiinitrifosfaattia ja se on runsasenerginen yhdiste, joka sisältää kaksi fosfaatti-ionien välistä sidosta. Lihaskudoksessa ATP:tä käytetään energian siirtämiseen ja energian lyhytaikaiseen varastointiin. Tällöin korkeaenergisiiin fosfaatti-ionien väliisiin sidoksiin sitoutuu ja vapautuu energiaa jatkuvasti. Lihassolu tarvitsee sitä kolmeen eri prosessiin. Lihassolukalvon ionipumppujen avulla palautetaan solun muuttuneet ionikonsentraatiot takaisin homeostaasitilaan. SERCA-

pumppujen avulla siirretään aktiopotentiaalin leviämisen takia vapautuneet kalsiumionit sarkomeerin sisältä takaisin solulimakalvostoon. (Kauranen 2014, 180.) Hydrolyysi on prosessi, jossa ATP yhtyy ja hajoaa lihaskudoksen supistuksen aikana veteen aktomyosiini-adenosiinitrifosfaasi entsyymin avulla. Poikkisillan muodostumisvaiheessa mereomyosiinimolekyyli sisältää yhden sidontapaikan ATP:lle ja hydrolyysiä katalysoivalle aktomyosiiniadenosiinitrifosfaasi-entsyymille. ATP antaa energiaa poikkisillan kulman muuttamiseen entsyymin katalysoidessa sen hydrolyysiä. Näihin kaikkiin fysiologisiin toimintoihin vaaditaan ATP:ta lihassupistuksen aikana. Kun ATP:stä irtoaa erilaisissa kemiallisissa reaktioissa yksi fosfaattiosa, tällöin muodostunutta yhdistettä kutsutaan ADP:ksi eli adenosiinidifosfaatiksi. Kun ADP:stä irtoaa vielä yksi fosfaattiosa, siitä syntyy AMP:tä eli adenosiinimonosfaattia ja fosfaatti-ionien irrotus molekyylistä vapauttaa energiaa elimistön fysiologisiin toimintoihin. (Kauranen 2014, 181.)

Aikuisen elimistö sisältää hetkellisesti noin 100–250 grammaa ATP:ta ja tämä määrä riittää turvaamaan elimistön energiatarpeen noin yhdeksi minuutiksi lepoaineenvaihduntatilassa. Hetkellisissä muutaman sekunnin kestävässä suorituksissa käytetään lihaksen omia ATP-varastoja ja tämän jälkeen varastoja aletaan täyttämään uudestaan. Yhden lihasryhmän 2–3 sekunnin maksimaalisen lihassupistuksen tuottamiseen riittää lihaksen omat ATP-varastot. Kovassa kuormituksessa lihaskudoksen ATP-pitoisuus ei kuitenkaan laske alle 60 % maksimitasosta, koska lihaskudos pystyy hyödyntämään ainoastaan sitoutunutta vapaata energiaa lihassupistuksessa. Lihasten pienten varastojen ja suuren kulutuksen takia ATP:ta muodostetaan jatkuvasti lisää. (Kauranen 2014, 181–182.)

Lihaskudos pystyy uusimaan ATP:ta nopeammin kemiallisessa reaktiossa kreatiinifosfaatin eli fosfokreatiinin kautta, sitä valmistetaan pääasiassa kreatiinista ja fosfaateista maksassa. Kreatiiniin lisätään yksi fosfaattiosa, minkä jälkeen muodostuu kreatiinifosfaattia. Elimistö saa kreatiinin käyttöönsä 50-prosenttisesti ravinnosta ja loput syntyvät aminohapoista. Kreatiinifosfaattien välisten sidosten purkautuessa vapautuu energiaa, mutta tämän jälkeen kreatiinin ja fosfaatti-ionin on mahdollista muodostaa sidos

uudelleen. Hydrolyysissä kreatiinifosfaatin vapaan energian määrä on korkeampi kuin ATP:n, mikä takaa kreatiinifosfaatin fosfaatti-ioni luovutetaan ADP:lle. Tämä mahdollistaa nopeamman ja tehokkaamman ATP:n muodostuksen lihaskudoksen välitöntä energiantarvetta varten. Kreatiinifosfaattivarastot lihaskudoksessa ovat 3–4 mg lihaskiloa kohden eli kreatiinia varastoituu lihaskudokseen 3–5 kertaa enemmän kuin ATP:ta. Maksimaalisen 10 sekunnin lihastyön ajaksi tämä määrä kreatiinifosfaattivarastoja riittää uusimaan ADP:n ATP:ksi. Nämä kreatiinifosfaattivarastot kuitenkin tyhjäntyvät vasta noin 30 sekunnin maksimaalisen lihaskuormituksen jälkeen, koska ATP:ta muodostetaan samanaikaisesti muissa energiantuottosysteemeissä. Kahden minuutin lepojaksen aikana kreatiinifosfaattivarastot palautuvat 85-prosenttisesti. Maksimaalisissa alle 10 sekunnin kestävässä lihasvoimasuorituksissa kreatiinifosfaatin merkitys on energiantuoton keskiössä. ATP:n muodostus tapahtuu anaerobisen glykolyysin, sitruunahappokierron ja elektroninsiirtoketjun tuloksena. (Kauranen 2014, 183–184.)

Lyhytaikaisessa intensiivisessä lihastyössä, kuten nostettaessa raskaita painoja, tarvitaan välitöntä energiaa. Energia saadaan suurimmaksi osaksi lihaskudoksen sisäisestä korkeaenergisestä fosfaatista sekä fosfageenilähteistä, joita ovat adenosiinitrifosfaatti(ATP) ja kreatiinifosfaatti(PCr). Jokainen lihas sisältää 3–8 mmol ATP:tä ja neljästä viiteen kertaan enemmän kreatiinifosfaattia kilogrammaa kohden. Korkeaenergistien yhdisteiden varastot tyhjenevät melkein kokonaan 20–30 sekunnin pituisissa maksimiharjoituksissa. (McArdle ym. 2015, 162.)

3.3 Motorinen yksikkö

Lihassolu tarvitsee hermotuksen motoneuronin kautta toimiakseen ja säilyäkseen elinvoimaisena. Lihaksen hermotuksella ja motoneuronilla on kasvua edistävä vaikutus lihassoluun. (Kauranen 2014, 105–111.) Motorinen yksikkö on hermolihasjärjestelmän pienin toiminnallista voimaa kontrolloiva ja säätelevä kokonaisuus, joka koostuu yhdestä selkäytimen etusarvesta tai a-motoneuronista sekä motoneuronin hermottamista lihassoluista. Motoristen yksiköiden ominaisuudet vaihtelevat riippuen minkälaisesta lihaksen yksiköstä

on kyse eli yksiköiden määrä yhdessä lihaksessa vaihtelee 100–3000 välillä. Yksittäinen motoneuroni vastaa noin 5–2000 lihasolun hermotuksesta. Lihaksiston koko, sukupuoli ja ikä vaikuttavat motoristen yksiköiden määrään. Karkeamotorisissa lihaksissa hermosolun hermottamien lihassolujen määrä on paljon suurempi verrattuna hienomotorisia liikkeitä tekeviin lihaksiin. A-motoneuroni eli motorisen yksikön neuraalinen komponentti koostuu dendriiteistä, soomasta ja aksonista haaroineen. (Kauranen 2014, 87–88.)

Hermosolujen aktivoitumisjärjestykseen vaikuttavat sooman ja aksonien halkaisija, solun pinta-ala sekä dendriittien määrä. Pienten motoneuronien resistanssi on suurempi, joten syttymiseen tarvittava kynnysvirta on matalampi isompiin motoneuroneihin verrattuna. Aktiopotentiaalin jälkeinen hyperpolarisaatioaika pienemmällä motoneuroneilla on pidempi ja impulssin johtamisnopeus hitaampi. Pienemmät motoneuronit syttyvät nopeammin, mutta aktiopotentiaalit välittyvät hitaammin. Lihaskomponentti motorisessa yksikössä koostuu a-motoneuronin hermottamista lihassoluista. Motoneuroni lähettää aktivoitumisen jälkeen aktiopotentiaalin aksonin kautta lihassoluihin ja ne supistuvat täydellä teholla. Keskushermosto suunnittelee ja ohjaa liikkeitä hermolihasjärjestelmän toiminnallisten yksiköiden eli motoneuronien yksiköiden aktivoitumisen kautta. (Kauranen 2014, 87–88.) Motoriset yksiköt voidaan luokitella ja jakaa eri ryhmiin niiden ominaisuuksien perusteella. Näitä ominaisuuksia ovat voimantuottotaso, supistumisnopeus, väsymisen vastustus sekä notkahdusten esiintyminen. Notkahduksien esiintyvyyttä mitataan siten, kuinka paljon voimatason laskun notkahduksia ilmenee heti maksimaalisen jännitystason saavuttamisen jälkeen. (Kauranen 2014, 87–88.)

3.4 Lihaksen voimantuotto

Lihassoimalla tarkoitetaan suurinta voimaa tai vääntöä, jonka yksi lihas tai lihasryhmä kykenee tuottamaan tietyssä liikesuorituksessa tietyllä nopeudella. Maksimaalisen lihasvoiman tuottamiseen tarvitaan lihassupistuksen lisäksi halua tuottaa voimaa ja motivaatiota. Puhtaan lihaksiston tuottaman lihasvoiman lisäksi myös vipuvarsien pituus vaikuttaa kehosta ulostuotettuun voimaan. Vipuvarsien kautta lihasvoimat välittyvät kehon ulkopuolelle. Lihassoimaa synnyttää jännityksen lihaksen jänteessä, joka siirtyy luustorakenteiden kautta

voiman käyttö- tai tarvepisteeseen. Puhtaasti voiman määrää tarkasteltaessa lihakset m.quadriceps femoris ja m.gluteus maximus tuottavat eniten absoluuttista lihasvoimaa. (Kauranen 2014, 170–172.)

Lihassolun supistusvaste havaitaan lihaksessa pienenä nykäyksenä. Kalsiumionit vapautuvat aktiini- ja myosiinifilamenttien väliin, mikä saa proteiinisauvat muodostamaan poikkisillan toistensa välille. Poikittaissillan avulla lihassolu muodostaa supistusvasteen eli tuottaa lihasvoimaa. Supistusvasteen voimakkuus riippuu aktiopotentiaalien tiheydestä ja yksittäisten lihassolujen nykäysten määrästä. Lihaskudoksen hermotus ja lihaskudoksen määrä vaikuttavat tuotettuun lihasvoiman määrään. Kun tarvitaan suurta lihasvoimaa, impulsseja lähetetään korkeammalla frekvenssillä yksittäisille lihassoluille. Impulssien frekvenssin noston avulla voidaan nostaa lihasvoimaa kuitenkin vain 2–4 kertaiseksi eli periaate toimii vain tiettyyn rajaan asti. (Kauranen 2014, 173–174.)

Keskushermosto muuntelee eri motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestystä, -tiheyttä ja -määrää. Yhteen lihakseen saapuu satoja motorisia hermosoluja ja jokainen niistä hermottaa 6–2000 lihassolua. Määrä riippuu siitä, kuinka paljon tarkkuutta vaativia toimintoja lihas suorittaa. Lihasvoiman suuruus riippuu ensisijaisesti aktivoitavien motoristen yksiköiden määrästä eli mitä enemmän lihassoluja ja motorisia yksiköitä aktivoituu sekä supistuu yhdenaikaisesti, sitä enemmän lihasvoimaa ne tuottavat. Hennemanin kokoperiaatteen mukaan motoriset yksiköt aktivoituvat yhdessä liikkeessä suuruusjärjestyksessä pienimmästä suurimpaan. Pienet motoriset yksiköt ovat tyypin I hitaita yksiköitä eli matalilla voimatasoilla toimitaan siis tyyppi I:n hitaiden motoristen yksiköiden avulla. Maksimivoimaa vaativissa suorituksissa taas aktivoidaan tyyppi II:n motorisia yksiköitä. Tuotetun lihasvoiman suuruus riippuu myös aktivoituvien motoristen yksiköiden syttymistaajuudesta. Yksittäinen motorinen yksikkö voi kasvattaa voimantuottoa noin kymmenkertaiseksi nostamalla syttymistaajuutta eli mitä tiheämmin motorisia yksiköitä syttyy ja aktivoituu samanaikaisesti, sitä enemmän ne tuottavat voimaa. Lihassupistuksen aikana motorisen yksikön maksimaalinen syttymistaajuus on 100Hz, mutta maksimaalisia syttymistaajuuksia havaitaan yleensä vain hetkellisesti

lihassupistuksen alussa. Motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestykseen vaikuttaa myös lihastyömuoto. Eksenttrinen lihastyö aktivoi samalla voimatasolla herkemmin nopeita yksiköitä verrattuna konsentriseen lihastyöhön ja tällöin aktivoitumisjärjestys muuttuu. (Kauranen 2014, 175–176.)

Lihassoiman muodostuminen riippuu myös aktivoitavasta lihaskudoksen määrästä. Yksi keskeinen lihasvoimaan vaikuttava tekijä on lihaksen paksuus ja poikkipinta-ala, mutta tämä selittää vain noin 50 % maksimaalisesta voimasta yksilöiden välillä. Lihasten koossa on paljon geneettisesti määräytyneitä yksilöiden välisiä eroja ja esimerkiksi hauislihaksessa solujen lukumäärä vaihtelee 172 000–419 000 välillä. Mitä paksumpi ja suurempi lihas on, sitä enemmän se voi tuottaa voimaa. Tämän takia kooltaan suuret pakara- ja reisilihakset ovat elimistön voimakkaimpia lihaksia. Yksittäisen lihaksen ja koko lihaksen poikkipinta-alan välillä on todettu korkea riippuvuus eli jos yksittäinen lihassolu on poikkipinta-alaltaan suuri, se kertautuu koko lihaksen osalta. Keskeinen lihasvoiman suuruuteen vaikuttava tekijä on supistuvan proteiinikudoksen määrä lihassolussa, eli sarkomeeri ja lihassolu pystyvät tuottamaan sitä enemmän voimaa, mitä paksummat aktiini- ja myosiinifilamenttisauvojen poikkipinta-alat ovat. Yksittäisen lihassolun kasvun taustalla on supistuvien aktiini- ja myosiinifilamenttisauvojen määrän sekä poikkipinta-alan kasvu. Lihaksen lopullinen maksimivoima riippuu myös monista muistakin tekijöistä. Näitä ovat esimerkiksi lihaksen anatominen rakenne, lihaksen pituus ja verimäärä, lihassolujakauma, esijännitys- ja venytys, nivelkulma, ikä, sukupuoli sekä voimaharjoittelu. (Kauranen 2014, 177–178.)

Voimantuotto riippuu lihaksen lihassolujen määrästä ja yksi solu voi tuottaa noin 0,3 N voimaa. Mekaanisesti tarkasteltuna lihaksen voimantuottoon vaikuttaa lihassyiden suunta jänteeseen nähden, nivelkulmat, vipuvarren pituus ja elastiset komponentit. Lyhyet lihassyt sekä paksun poikkipinta-alan omaavat sulkamaiset lihakset tuottavat paljon voimaa ja vastaavasti pitkät lihassyt sekä ohuen poikkileikkauspinta-alan omaavat pitkittäissuunnassa

kulkevat lihakset tuottavat nopean lihassupistuksen laajalla liikeradalla. (Kauranen 2014, 227–229.)

Lihasten suorituskykyyn vaikuttavat suoritustekniikka ja energiantuotto. Lihasten koko ja hermoston säätelyn tehokkuus vaikuttaa voimantuoton suuruuteen. Hermo-lihasjärjestelmän voimantuottokykyyn vaikuttaa myös perimä, ravitsemus, aineenvaihdunnan säätely sekä ympäristötekijät. Hermostollisten ja lihasmekaanisten tekijöiden yhteistoiminta vaikuttaa hermo-lihasjärjestelmän voimantuottoon. Hitaiden ja nopeiden motoristen yksiköiden käyttöönotto ja syttymistaajuus kasvavat, kun lihasvoima kasvaa hermostollisesti. Käyttöön tarvittava lihasvoimantaso ja teho määrittelee, tarvitaanko hitaita vai nopeita motorisia yksiköitä. Maksimaalisessa lihastyösuorituksessa käytetään kaikkia saatavilla olevia tahdonalaisia aktivoituneita hitaita sekä nopeita motorisia yksiköitä. (Suni & Taulaniemi 2012, 160–161.)

Säännöllisen harjoittelun tuloksena yksilö kykenee käyttämään maksimaalisessa lihassupistuksessa enemmän motorisia lihasyksiköitä sekä lihassoluja, aktiopotentialin lähetys on tiheämpää ja agonisti- antagonistilihasparien aktivaatio vähenee. Lihasvoimaharjoittelun alussa voimanlisäys johtuu kuitenkin hermoston muutoksista. Lihaksisto saavuttaa maksimivoiman 24 vuoden iässä. Lihasvoima pysyy samalla tasolla 30 ikävuoteen asti, jonka jälkeen se vähentyy noin prosentin joka vuosi 50-vuotiaaksi saakka. 20–25-vuotiaiden lihasvoima on siis noin 30–40 % suurempaa 70–75-vuotiaisiin verrattuna. (Kauranen 2014, 229–230.)

Lihaksen voimantuottotavat

Lihaksen työtapa jaetaan dynaamiseen ja staattiseen muotoon riippuen siitä, tapahtuuko lihaksen pituudessa ulkoisia muutoksia vai ei. Staattisen eli isometrisen lihastyön aikana lihaksen pituudessa ei tapahdu ulkoisia muutoksia, vaikka jännitys vaihtelisi ja muuttuisi. Lihaksen pituus lyhenee isometrisen lihastyön aikana 4–8 %, mutta pituuden muutokset eivät näy ulospäin liikkeenä jännittyvän lihaksen jänteiden venyessä suunnilleen saman

verran. (Kauranen 2014, 171.) Isometrinen lihastyö voi tuottaa huomattavan määrän voimaa huolimatta sarkomeerien pituuden ulkoisista muutoksista. Isometrisen voimaharjoittelun kehittäminen edistää huomattavasti lihaksen spesifisyyden mukautumista, mutta voima kehittyy ainoastaan harjoitettavalla kulmalla. Isometrisen harjoittelumuodon avulla pystytään arvioimaan tietyn lihaksen lihasvoimaa tietyllä nivelkulmalla, mitä voidaan hyödyntää lihasvoiman mittaamisessa. (McArdle ym. 2015, 511.) Dynaamisen lihastyön aikana lihaksen pituus pitenee tai lyhenee. Konsentrisen lihastyön aikana lihaksen pituus lyhenee ja vastaavasti eksentrisen lihastyön aikana lihaksen pituus pitenee. (Kauranen 2014, 171.) Eksentrisessä lihastyössä paino laskee hitaasti painovoimaa vasten (McArdle ym. 2015, 511). Lihaksen tuottama voima aiheuttaa liikettä kehossa, raajoissa, nivelissä tai liikuteltavassa kohteessa dynaamisen lihastyön aikana. Isotoonisessa lihastyössä lihasjännitys pysyy vakiona lihastyön aikana, mutta käytännössä täysin isotoonisen lihastyön ylläpitäminen on käytännössä lähes mahdotonta. (Kauranen 2014, 171–172.)

Eksentrisen lihastyö tuottaa eniten maksimaalista lihasvoimaa, jonka jälkeen tulee staattinen lihastyö. Vähiten maksimaalista lihasvoimaa tuottaa konsentrisen lihastyö. Suoritusasento ja liikkeessä toimivien raajojen nivelkulmat vaikuttavat keskeisesti maksimaaliseen lihasvoimaan. Lihasvoima jaetaan maksimi-, nopeus- ja kestovoimaan. Maksimivoima kuvaa tietyn yksittäisen lihaksen tai lihasryhmän suurinta voimatasoa, jonka lihas tai lihakset kykenevät tuottamaan. Suoritukset ovat yleensä alle viisi sekuntia pitkiä, koska elimistö ei jaksakaan pitää yllä niin korkeaa suoritustasoa. Maksimivoima mitataan yhden maksimaalisen tahdonalaisen supistuksen aikana ja kuorman täytyy olla niin suuri, että sen jaksaa nostaa vain yhden kerran eli 1 RM (one repetition maximum load). Ihmiskeho tarvitsee maksimivoimaa nostaessa painavia lasteja ja urheilulajeista painonnosto on hyvä esimerkki, jossa vaaditaan maksimivoimaa. Nopeusvoimassa keskeinen tekijä on lihaksen voimantuottonopeus, mikä kuvaa lihaksen kykyä tuottaa maksimaalinen voimataso lyhyessä ajassa. Hermoston motoristen yksiköiden aktivointikyky on nopeusvoiman keskiössä ja voimantuottonopeutta tarkastellaan voima-aikakäyrästä. Heitto- tai ponnistussuorituksissa

nopeusvoiman merkitys korostuu, koska niissä pyritään tuottamaan räjähtävästi korkea voimataso mahdollisimman lyhyessä ajassa. Kun halutaan pitää tiettyä voimatasoa yllä tai sitä pidetään yllä peräkkäin useita kertoja lyhyellä palautusajalla, puhutaan kestovoimasta. Kestovoimaa harjoitettaessa voimataso on yleensä submaksimaalinen ja yleisen toimintakyvyn kannalta kestovoima on keskiössä. Kestovoiman osuus korostuu kestävyysominaisuuksia vaativissa lajeissa. (Kauranen 2014, 172.)

Isoinertiaalisessa voimantuotossa kuorma pysyy vakiona koko liikkeen ajan ja suorituksen aikana elimistön kuormitus sekä voimantuoton vaatimukset voivat vaihdella. Työn aikana tapahtuneet muutokset nivelkulmissa ja nopeudessa aiheuttavat lihaksissa jännitystason muuttumisen suorituksen aikana. (Keskinen 2007, 146.)

Sukupuolten erot lihasvoimassa

Poikkipinta-alaa kohden naisen ja miehen luurankolihaskudos tuottaa saman verran voimaa, mutta miehillä on noin 30 % enemmän lihasmassaa naisiin verrattuna ja tämän takia miesten lihasvoimat ovat myös suuremmat. Keskivartalossa ja yläraajoissa naisilla on 50 % heikommat lihasvoimat, alaraajoissa ero on 30 %. Naisten rasvaprosentti on korkeampi, joten riippuvuudet raajojen ympärystimien ja lihasvoimien välillä ovat matalammat miehiin verrattuna. (Kauranen 2014, 178.) Ihmisen poikkijuovainen lihaskudos sukupuolesta huolimatta tuottaa 16–30 N voimaa per neliösenttimetri poikkileikkausta kohden (McArdle ym. 2015, 507). 30–70-ikävuoden välillä lihasvoima heikentyy noin 30–40 % (Suni & Taulaniemi 2012, 166).

Kehossa voimantuotto kapasiteetti vaihtelee luisten vipuvarsien ja lihasten rakenteiden perusteella. Suuren poikkipinta-alan omaavat yksilöt tuottavat parhaiten absoluuttista voimaa. Absoluuttisen lihasvoiman tuloksen perusteella on osoitettu, että miehet omaavat huomattavasti enemmän voimaa kuin naiset kaikissa lihasryhmissä. Nämä sukupuolten eroavaisuudet ovat riippumattomia mittausjärjestelmästä ja soveltuvat yleisesti yhteen sukupuolten lihasmassan jaottelun eroavaisuuksien kanssa. Poikkeuksena ovat vuosia harjoitelleet painonnostajat ja voimaharjoitteluun keskittyneet

yleisurheilijanaiset. 10-vuotiaaksi asti molemmilla sukupuolilla maksimivoima ja lihasvoiman kehittyminen on samalla tasolla, minkä jälkeen esimerkiksi miesten testosteronin erityys johtaa suurempaan lihasvoiman kehittymiseen. 25-vuotiaana miesten maksimivoimat ovat noin 30 prosenttia suuremmat kuin naisten. (Kauranen 2014, 231.)

Kehonpainoon tai rasvattoman kehonpainoon perustuva voiman suhteellinen määrä vähentää tai jopa poistaa suuria absoluuttisen voiman eroavuuksia sukupuolten välillä. Mahdolliset naisten ja miesten väliset absoluuttisen voiman pienet eroavaisuudet heijastuvat lihaksen poikkipinta-alan koosta. (Mcardle ym.2015, 508.)

4 ANATOMIA

Nilkan anatomia

TC-nivelessä tibian ja fibulan distaaliset konkaavit päät muodostavat nivelhaarukan mediaalisesti melko tasaiselle sekä lateraalisesti konveksille talukselle. TC-nivel liikkuu dorsifleksio ja plantaarifleksio suuntiin. Fibroottinen nivelkapseli on anteriorisesti sekä posteriorisesti ohut, mutta sitä vahvistavat collateraaliligamentit. Mediaalipuolella sijaitseva lig.deltoidea on kolmesta erillisestä ligamentista muodostuva suurempi kokonaisuus, johon sisältyy pars tibiotalaris posterior, pars tibiocalcanea ja pars tibionavicular. Lateraalipuolella sijaitsee lig. fibulotalare anterior, lig. Fibulotalare posterior, ja lig. Fibulocalcaneare. Nivelen passiivista stabiliteettia pitää yllä mediaali- ja lateraalipuolella sijaitsevat ligamentit, nivelen ylittävät jänteet, luiset muodot ja nivelkapselin kiinnityskohdat. Dynaamiseen stabiliteettiin vaikuttaa painovoima, maanvetovoima ja lihasten toiminta. Dynaamisen stabiliteetin ylläpito edellyttää jatkuvaa m.soleus tensiota, jota m.gastrocnemius avustaa. Nivelen passiivista stabiliteettia pitää yllä mediaali- ja lateraalipuolella sijaitsevat ligamentit, nivelen ylittävät jänteet, luiset muodot ja nivelkapselin kiinnityskohdat. (Standring 2016, 1431–1432.)

Art. Subtalaris on modifioitu moniakselinen nivel ja sitä ympäröi fibroottinen nivelkapseli. Nivel muodostuu taluksen konkaavista ja calcaneuksen

konveksista nivelpinnasta. Niveltä ympäröivät ligamentit ovat talocalcaneal lateralis, talocalcaneal medialis ja interosseus talocalcaneal sekä cervicaaliligamentit. Stabiliateettia lisäävät nivelen takaosan muoto, yllä mainitut ligamentit ja nivelen päältä kulkevat jänteet. Myös muut lateraalipuolella sijaitsevat ligamentit antavat lisätukea. (Standring 2016, 1433.)

Polven anatomia

Articulatio genu muodostuu kahdesta eri nivelestä, jotka ovat articulatio tibiofemorale ja articulatio patellofemorale. Tibiofemorale on modifioitu sarananivel, joka sallii fleksio- ja ekstensiosuuntaista liikettä sekä pientä rotaatiota. Articulatio genu pystyy kannattelemaan suuria kuormia suorittaessaan tarkkuutta vaativia liikkeitä. Articulatio tibiofemoraalin funktionaalinen stabiliateetti koostuu yhdessä lihasten aktiivisen tuen, ligamenttien rajoituksen, nivelpintojen muodon ja tibian sekä fibulan välisten kompressiovoimien yhteistyöstä. (Reiman 2016, 803–804.) Tibian proksimaalisessa päässä (tibian plateau) on mediaaliset ja lateraaliset nivelpinnat, jotka nivELYvät femurin condyylien kanssa. Articulatio patellofemoraalinivel muodostuu patellan ja femurin fossa intercondylaroksen välille (Standring 2016, 1386–1387).

Patella on kehon suurin seesamiluu, joka on osallisena quadriceps mekanismissa eli patella vähentää quadriceps-jänteeseen kohdistuvaa vääntömomenttia (Reiman 2016, 803–804). Patellofemoraalinivelen kontaktipiste liikuu proksimaalisesti viedessä polvea fleksioon ja kontaktialue laajenee kestääkseen niveleen kohdistuvan kasvavan stressin fleksion suurentuessa (Standring 2016, 1386). Ligamentit cruciatum anterior, cruciatum posterior, collateral mediale ja collaterale laterale muodostavat nivelen passiivisen stabiliateetin. Lig. Cruciatum anterior rajoittaa ensisijaisesti tibiofemoraalinivelen anteriorista liukumista sekä toissijaisesti mediaalirotaatiota polvinivelen ollessa lähes täydessä ekstensiossa. Lig. Cruciatum posterior on tärkein tibiofemoraalinivelen posteriorista liukumista rajoittava ligamentti rajoittaen lisäksi lateraalirotaatiota. Lig. Collateral mediale

rajoittaa 57 % polven valgus suuntaisesta liikkeestä viiden asteen fleksiossa ja 68 % 25 asteen fleksiossa. Lig. Collateral laterale rajoittaa pääasiallisesti polven varus-suuntaista liikettä varsinkin polven ollessa 0–30 astetta samalla rajoittaen lateraalirotaatiota polven fleksiossa. (Reiman 2016, 803–804.)

Kiillamaiset meniscit peittävät tibian nivelpinnan superiorisesti ja ne muodostuvat syyrustosta. Mediaalinen menisci on sirpinmuotoinen ja lateraalinen pyöreämpi. Meniscien tehtävänä on jakaa paino tasaisemmin polvinivelelle, toimia toissijaisena stabiloijana ligamenttien kanssa, helpottaa nivelen liukumista ja estää hyperekstensiota. (Reiman 2016, 803–804.)

Polven maksimaaliseen ekstensioon liittyy myös mediaalista rotaatiota, joka aiheuttaa polven lukkiutumisen. Tätä kutsutaan screw-home mekanismiksi. Mekanismi tekee polvesta vakaan tukipilarin, jolloin nivel sopeutuu paremmin painon kannatukseen. Kun polvi on lukkiutuneena jalan lihakset voivat rentoutua hetkellisesti ilman, että polvinivelestä tulee epästabili. Kun halutaan fleksoida polvea, m. popliteus supistuu ja rotatoi femuria lateraalisesti. (Moore 2014, 642.) Ekstensiossa lig. patellaris kiristyy m. quadriceps femoris avulla. Primaarinen liike polvinivelessä tulee sagittaalitasolla ja pieni liike transversaalitasolla. Biomekaanisesti on tärkeää, että polvinivel saavuttaa neutraaliasennon ekstensiossa, koska seisossa jalka tukee kehonpainoa. Aktiivista polven fleksiota rajoittaa pehmytkudosmassat. Quadriceps femoris, hamstring ja gastrocnemius aiheuttavat polviniveleen AP-suuntaisia leikkaavia voimia, jota ensisijaisesti vastustaa lig. cruciatum anterior ja lig. Cruciatum posterior. (Standring 2016, 1392–1396.)

Lonkan anatomia

Articulatio coxae on moniakselinen pallonivel, joka muodostuu femurin ja acetabulumin välille (Standring 2016, 1376). Se on myös luonnostaan stabiili nivel (Reiman 2016, 731). Acetabulumia ympäröivät labrumin reunat lisäävät nivelen sisäistä stabiliteettia syventämällä acetabulumin kuoppaa. Vahvalla ja tiiviillä nivelkapselilla on circulaarisia säikeitä, jotka muodostavat kauluksen femurin kaulan ympärille. Lonkan liikkeiden aikana kapselin sisäiset ligamentit

kiristyvät vaikuttaen stabiliteettiin, liikelaajuuteen ja nivelen tilavuuteen. (Standring 2016, 1376–1379.)

Articulatio coxae kolme ensisijaista ligamenttia ovat iliofemoral, ischiofemoral ja pubofemoral. Näiden tehtävänä on stabiloida lonkkaniveltä ja ligamentit kiristyvät lonkan ekstensiossa, abduktiossa ja lateraalirotaatioissa.

Ischiofemoral-ligamentti kiristyy fleksion aikana. (Reiman 2016, 732.)

Iliofoemoral on vahva, y-kirjaimen muotoinen ja kapseliin kiinnittyvä ligamentti.

Pubofemoral on kolmion muotoinen ligamentti, joka kiinnittyy distaalisesti kapseliin ja yhdistyy iliofemoral ligamentin laskevan osan kanssa.

Ischiofemoral ligamentti vahvistaa kapselin posteriorista osaa. (Standring 2016, 1378.) Ischiofemoral on myös heikoin näistä kolmesta ligamentista.

Iliofoemoral ja pubofemoral ligamentit ehkäisevät lonkan hyperekstensiota sekä liika abduktiota. (Moore 2014, 630.)

Rangan anatomia

Kaularanka mahdollistaa liikettä enemmän kuin muut rangan alueet. Se muodostuu seitsemästä nikamasta ja se on jaettu neljään osioon, kuten atlakseen, axikseen, C2-C3 nikamaväliin ja loput kaularangasta. (Reiman 2016, 287–288). Kaularangan processus spinosuksiin kiinnittyy monia ekstensori-lihaksia kuten multifidus, cervicis, spinales, interspinales sekä ligamentum nuchae (Standring 2016, 721).

Rintarangassa nikamacorpukset ovat suurempia kuin kaularangassa ja pienempiä kuin lannerangassa. Suurin osa processus transversuksista niveltyy kylkiluiden kanssa. Facettinivelet rintarangassa ovat noin 10–20° frontaali- tai vertikaalitasolla sekä noin 70–80° transversaali- tai horisontaalitasolla. Rintarangan liikkuvuus on vähäisintä verrattuna muihin rangan osiin. (Reiman 2016, 365–367.) Trapezius, rhomboideus major ja minor, latissimus dorsi sekä monet muut lihakset kiinnittyvät rintarangan nikamiin (Standring 2016, 725).

Lanneranka muodostuu viidestä lumbaaliniikasta (L1-L5). Spinosusten, transversusten ja välilevyjen koko lannerangassa on muuhun rankaan verrattuna suurempi. Facettinivelet ovat 90 astetta sagittaalisesta tasosta ja rotaatio on suhteellisen rajoittunutta. Lanneranka niveltyy kraniaalisesti rintarangan kanssa ja kaudalisesti sacrumin kanssa. Nivelkapselia vahvistaa posteriorisesti multifidus lihakset ja anteriorisesti niveliä tukee ligamentum flavum. Fleksiossa nivelkapseli kiristyy ja vastaavasti ekstensiossa löystyy. (Reiman 2016, 403–404.)

Nikamien välissä sijaitsevat välilevyt kulkevat kaularangan C2-3-nikamavälistä sacrumiin asti. Välilevy koostuu ulkopuolella olevasta annulus fibrosuksesta sekä sisällä sijaitsevasta nucleus pulposuksesta. Välilevyjen koko vaihtelee rangon eri tasoilla, mutta lannerangassa ne ovat kaikista paksuimpia. (Standring 2016, 733.)

Longitudinale anterior on vahva ligamentti, joka kulkee nikamacorpuksen anteriorisella puolella. Longitudinale posterior ligamentti kulkee nikamacorpusten posteriorisella puolella C2 nikamasta sacrumiin asti jatkuen membrana tectoria kraniaalisesti. Näiden molempien ligamenttien longitudinaaliset säikeet ovat kiinnittyneet nikamavälilevyihin ja hyaliiniruston päätelevyihin. Koko rangon pituudelta kulkee myös interspinosus, supraspinosus sekä intertransverse ligamentit. (Standring 2016, 731–732.)

5 BIOMEKANIikka

Archibald Vivian Hillin mukaan nimetty Hillin malli on perustana kaikille sen jälkeen luoduille biomekaanisille ja matemaattisille malleille. Hillin reologisessa mallissa kuvataan lihaksen visko-elastisia ominaisuuksia kolmeen eri elementtiin perustuen, jotka ovat supistuva peräkkäinen elastinen ja rinnakkainen elastinen komponentti. Lihaskudoksen supistumiskykyiset lihassäikeet muodostavat lihaksen supistuvan komponentin, mitkä jaetaan nopeisiin ja hitaisiin lihassoluihin. Peräkkäin olevien sarkomeerien liukuvat proteiinisaumat mahdollistavat supistuvan komponentin, jolloin koko lihaksen pituus muuttuu. Elastiset komponentit pehmentävät supistuvan komponentin liikkeitä antamalla lihakselle kimmoisuus- ja joustavuusominaisuuksia. Näitä

elastisia sidekudoskomponentteja hyödynnetään nopeutta vaativissa liikkeissä esivenytyksen avulla eli venytetään voimaa tuottavia lihaksia lyhytaikaisesti. Elastinen peräkkäinen komponentti muodostuu sarkomeerien välissä olevista Z-levyistä sekä lihaksen jänteistä ja elastinen rinnakkainen komponentti lihaskalvoista. (Kauranen 2014, 221.)

Lihaksen tuottama maksimivoima vaihtelee eri nivelkulmilla ja lihaspituuksilla, koska sarkomeerin pituudella on vaikutusta lihaksen voimantuottoon. Mitä syvemmälle kyykkyyn halutaan mennä, sitä enemmän reisilihasten voima laskee kyykkyä suorittaessa vakiokuormalla. Heikoin kohta liikeradasta määrää lihaksen maksimivoiman, joka aiheutuu ensisijaisesti sarkomeerien pituuksien muutoksesta liikkeen aikana. Sarkomeerin voimantuotto riippuu aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuneiden poikkisiltojen määrästä eli mitä enemmän poikkisiltoja, sitä enemmän lihas voi tuottaa voimaa. Lihaksen voimantuotto jää alhaisemmaksi lihaksen ollessa venyttyneessä asennossa. Tällöin sarkomeerit eivät pysty muodostamaan ihanteellisesti poikkisiltoja filamenttien välille, koska reagoitipinta-ala sarkomeerien välillä on vähäinen. Voimantuotto ja poikkisiltojen muodostus on optimaalisinta lihaksen keskiradalla, joka kattaa alueen liikeradan keskiosan molemmin puolin. (Kauranen 2014, 220–224).

Kyykyn biomekaniikka

Jalkakyykky on yksi yleisimmin käytetyistä ja tehokkaimmista vastusharjoitteista alaraajojen vahvistamiseksi. Kyykyn harjoittaminen ehkäisee vammojen esiintymistä ja parantaa urheilijan suorituskykyä. Dynaaminen jalkakyykky on suljetun ketjun harjoite, jota suorittaa kehon suurimmat ja vahvimmat lihakset (quadriceps, hamstrings, gluteus maximus, triceps surae, erector spinae, ym). Liike vaatii myös monen eri nivelen yhteistyötä (ranka, lonkka, polvi ja nilkkanivelet). (Sánchez ym, 2017.)

Jalkakyykyn pääliikesuunnat ovat lonkka- ja polvinivelen ekstensio. Liikkeessä tapahtuu myös lonkkanivelen adduktiota ja abduktiota, rintarangan ekstensiota sekä nilkan dorsifleksiota. Tämän takia päälihasryhmät jalkakyykyssä ovat

gluteukset ja quadriceps femoris. Tukilihaksina asennon ylläpidossa ovat selän ekstensorit, abdominalikset, lonkkanivelen adduktorit ja abduktorit sekä takareiden, pohkeiden ja säärtien etuosan lihakset. (Hulmi 2015, 89.)

Yläasennossa paine sijoittuu jalan keskiosaan ja nilkkanivelen vääntömomentti ohjautuu plantaarifleksiolle. Kiihdytysvaiheen aikana paine siirtyy kantapäälle plantaarifleksion vääntömomentin kasvaessa. Hidastumisvaiheessa paine siirtyy varpaille, jolloin nilkan vääntömomentti kasvaa plantaarifleksiossa. (Schoenfeld 2010.)

Jalkakyykkysuorituksessa talocruraalinivel helpottaa dorsifleksio- ja plantaarifleksio liikettä. Subtalaarinivelen ensisijainen tehtävä on ylläpitää stabiliteettia ja rajoittaa eversion sekä inversion liikettä nilkassa. Nilkan hyvä liikkuvuus mahdollistaa tasapainoisen ja kontrolloidun kyykkyliikkeen suorittamisen. Nilkkanivelen heikko liikkuvuus voi aiheuttaa kantapäiden nousun liikkeen aikana, joka aiheuttaa ylimääräistä liikettä nilkka-, polvi- ja lonkkanivelessä sekä rangassa. (Schoenfeld 2010.)

Kyykyn aikana polveen kohdistuu tibiofemoraalista sekä patellofemoraalista kompressiota. Niveliin kohdistuva kompressio kasvaa polvikulman lisääntyessä. Aksiaalista rotaatiota voi esiintyä polvinivelessä dynaamisen liikkeen aikana, jolloin femur rotatoituu lateraalisesti fleksion aikana ja mediaalisesti ekstension aikana suhteessa tibiaan. Tämä aiheuttaa äkillisen rotaation polveen kyykyn aikana. Patellofemoral nivel avustaa tibiofemoraaliniveltä. Patella liukuu femurin trochlearin nivelpintaa pitkin polven liikuessa fleksiosta ekstensioon. (Schoenfeld 2010.)

Reiden ojentajalihakset huolehtivat konsentrisesta sekä eksentrisestä lihastyöstä kyykyn aikana. Quadriceps femoris-lihasten aktiivisuus esiintyy noin 80–90°:n fleksiossa. Vastus medialiksen sekä lateraliksen aktivaatio kyykyn aikana on melko tasavertaista. Gastrocnemius-lihaksen aktiivisuus kyykyn aikana on kohtuullista. Aktiivisuus nousee progressiivisesti polven fleksion lisääntyessä ja laskee ekstensiossa. (Schoenfeld 2010.)

Kyykyssä lonkan vääntömomentti kasvaa lonkan fleksiokulman lisääntyessä. Gluteus maximus on voimakas lonkan ekstensori, joka toimii eksentrisesti kontrolloimalla kyykyn alas menoa ja konsentrisesti ylös noustessa. Lihas stabiloi polvea ja lantiota kyykyn aikana. Gluteus maximus-lihaksen aktivoinnilla on suuri vaikutus kyykyn syvyyteen. Hamstring-lihasten on todettu olevan ainut kohtuullisen aktiivinen lihasryhmä kyykyn aikana ja aktiivisuus esiintyy 10°–70°:n fleksiokulmassa. Iliocostalis ja longissimus lihakset auttavat vastustamaan rankaan kohdistuvia leikkaavia voimia ja stabiloi rankaa anteroposteriorisesti kyykyn aikana. Rangan fleksio ja ekstensio vaikuttavat nivelkinetiikkaan kyykyssä. Lannerangan fleksiossa samanaikaisesti tapahtuva erector spinaen venyminen saa aikaan vipuvarren pitenemisen, mikä vähentää toleranssia kompressiiviselle kuormalle. (Schoenfeld 2010.)

Kasvava vatsansisäinen paine saattaa vähentää rankaan kohdistuvia voimia. Paineen ansiosta voiman vääntövaikutus siirtyy ekstensiolle, joka alentaa erector spinae lihasten supistumista. Tällöin rangan kompressio pienenee ja lihastensio kasvaa. Katseen suunta vaikuttaa rangan kinetiikkaan ja kinematiikkaan kyykyn aikana. Alas suuntautuva katse liikkeen aikana kasvattaa rangan fleksiota 4,5° ja lonkan fleksiota 8° verrattuna yläviistoon suunnattuun katseeseen. (Schoenfeld 2010.)

Leveä jalkojen asento aiheuttaa 15–16 % enemmän kompressiota patello- ja tibiofemoraaliniveleen verrattuna kapeampaan asentoon. Polveen kohdistuvat kompressiovoimat ovat korkeammat alaspäin mentäessä suuremmilla fleksiokulmilla ja ylös tultaessa pienemmillä fleksiokulmilla. Gastrocnemius lihaksen aktiivisuus on 21 % suurempi kapeassa asennossa ja leveässä asennossa gluteus maximus ja adductor longus lihakset ovat aktiivisempia. (Schoenfeld 2010.)

Lihassoiman mittaaminen

Isometristä maksimaalista voimantuottoa voidaan mitata voimadynamometrien avulla. Lihaksen tai lihasryhmän voimantuottoa voidaan mitata isometrisillä testeillä. Tuotetun voiman huippuarvo nähdään vahvistimen näytöltä.

Suorituksesta voidaan analysoida voimantuoton nopeutta, kuten voima-aika-käyrän muodon avulla, mikäli testattava on suorittanut isometrisen maksimivoiman niin lyhyessä ajassa kuin on mahdollista. Isometrinen maksimivoima on vahvasti sidoksissa lihasten poikkipinta-alasta. (Keskinen ym. 2014, 182–183.) Isometristä lihastestaamista käytetään yleisimmin, koska se on yksinkertainen suorittaa, toistaa sekä tehokas tapa verrata tuloksia testiryhmässä. Useimmiten lihasvoima määritetään manuaalisella lihastestaamisella. Manuaalisessa lihastestauksessa luokittelu voi vaihdella testaajien välillä. Luotettavuus manuaalisessa lihastestauksessa alaraajoissa vaihtelee 0,60:stä 0,98:een. Lihassupistuksen aikana yksittäisen lihaksen tai lihasryhmän tuottama lineaarinen voima aiheuttaa nivelen liikkeen sillä voimavektori ei läpäise kiertoakselia. Tuotettu nivelen liike perustuu tietyltä etäisyydeltä kiertoakselista ohjautuvan lihasvoiman aiheuttamaan vääntömomenttiin. (Neil ym. 2013.)

Performance Recorder 1 on vastuslaitteen kanssa toimiva pieni kannettava yksikkö. Mittausvälineistöön kuuluu venymäliuska-anturi, joka kiinnitetään vastuslaitteeseen ja kilogrammoina tuotetun voiman näyttävä kannettava yksikkö. Jokaisen lihassupistuksen huippunopeus ja voimakäyrä voidaan osoittaa sekä analysoida, kun yksikkö yhdistetään tietokoneeseen. (Neil ym. 2013.)

Voimalevyanturit mittaavat jalkapohjien alustaan tuotettua ja välitettyä reaktivoimaa, vastavaikutusta sekä vastavoimaa, hyppäämisen aikana. Voimalevyantureissa käytetään pietsosähköisyyteen perustuvia antureita tai venymäliuska-antureita. Analysointiohjelmat tuottavat tietoa mittaustulosten perusteella muun muassa kontakti- ja lentoajoista, vääntömomenteista ja voimista. (Kauranen 2014, 252–254.) Voimalevy ennustaa hyppykorkeuden lähtönopeudesta käyttäen erilaisia menetelmiä, jotka sisältävät kiihtyvyyden, aikakäyrän integroinnin, impulssin voiman ja työenergian voiman. Teho lasketaan voimalevyn maareaktivoimasta ja paikka-anturin nopeudesta. (McMaster 2014.)

Maksimaalista isoinertiaalista voimaa pystytään mittaamaan 1 RM -testillä, jota pidetään olennaisena dynaamisen maksimivoiman testinä. Hidas suoritusnopeus on heikkoutena 1 RM -testeissä, jolloin lihastyö hipoo isometristä kuormitusta. Vapailla painoilla tehdyt liikkeet mittaavat liikeradan heikoimmassa kohdassa maksimaalista voimantuottoa. (Keskinen 2007, 146–147.) Työn aikana tapahtuvat nivelkulman ja nopeuden muutokset saavat aikaan lihasten jännitystason muuttumisen suorituksen aikana. (Keskinen 2014, 146). Yhden maksimitoiston testaaminen on todettu olevan luotettava ja oikein suoritettuna myös turvallista tehdä. Kontraindikaatioita 1 RM -testille ovat murrosikä, ikääntyminen sekä sydän- ja verisuonisairaudet. (Braith 1992.) Painonnostoliikkeen aikana suurin osa elimistön luurankoliuksista ovat mukana ainakin jossain vaiheessa. Tämän takia vapailla painoilla suoritettujen testien vakiointi on hankalampaa, jos halutaan mitata tiettyä lihasta. 1 RM -testit vaativat hyvän lämmittelyn ja suorituksen testauksen pienemmällä kuormalla, jotta loukkaantumisriski pysyy mahdollisimman pienenä. Mittaamisen turvallisuuden varmistamiseksi liikkeen suorituksessa tarvitaan myös useampia avustajia. Liikkeiden välissä tulee pitää kolmen minuutin tauko lihaksen välittömien energianlähteiden palautumisen takia. (Kauranen 2014, 244–245.) Maksimivoima ilmaistaan maksimaalisena voimatasona eli newtoneina (N), kilogrammoina (Kg), tai vääntömomentteina, jonka yksikkö on newtonmetri (Nm) (Keskinen 2007, 138).

Lihassoiman mittaamisessa luotettavuuteen vaikuttaa testattavan fyysinen aktiivisuus edeltävinä päivinä, testipäivänä tapahtunut fyysinen aktiivisuus sekä suoritusjärjestys lihasvoimatestien suorituksessa. Testattavan henkilön tulee välttää fyysistä kuormitusta 48 tuntia ennen testaamista. Voimaperäinen lihasvoimaharjoittelu tai eksentrisen lihaskuormitus aiheuttaa viivästynyttä lihaskipua, mikä heikentää nopeus- ja maksimivoimantuottoa. Testien suoritusjärjestykseen vaikuttaa lihasvoimatestien aiheuttama kuormitus energiantuottojärjestelmille. Suositeltava suoritusjärjestys lihasvoimien testaamisessa on nopeusvoima, maksimivoima sekä viimeisenä kesto-voima. (Suni & Taulaniemi 2012, 171–172.)

1 RM -jalkakyykky

Arvioitaessa lihasvoimaa, yhden toiston maksimi testiä pidetään kultaisena menetelmänä. Maksimipainoksi määritellään se, mikä pystytään suorittamaan oikealla nostotekniikalla yhden kerran. (Seo 2012.)

Jalkakyykyssä testataan polven ojentaja- ja pakaralihasten sekä paikoin selkälihasten voimantuottoa. Jalkakyykyyn maksimitestissä tulee vakioida alas menemisen nopeus, oteleveys tangosta, jalkojen asento ja haara-asennon leveys. Myös jalkineet, varusteet sekä tangon korkeus harteilla täytyy huomioida. Kun tehdään suoritusta, selkä tulee pitää suorana jännittäen vartalon lihaksia ja katse yläviistoon. (Keskinen 2007, 147–148.)

Polven isometrinen ojennus ja koukistus

Testattava tuottaa voimaa isometrisessä maksimivoimamittauksessa niin paljon ja niin lyhyessä ajassa kuin mahdollista, kohteen ollessa liikkumatta (Keskinen ym. 2007, 182). Maksimaalinen lihasvoimamittaus alkaa lämmittelyllä, jotta maksimisuoritus saadaan tuotettua mahdollisimman turvallisesti. Isometristen mittausten lämmittely suoritetaan dynaamisia liikkeitä käyttäen. Lyhyitä isometrisiä lämmittelyliikkeitä tehdessä halutaan pysyä lihaksen submaksimaalisella tasolla, jolla pyritään ehkäisemään lihaksen väsyminen. Isometrinen mittausasento valitaan lihaksen liikeradan keskivaiheilta, missä pystytään tuottamaan lihaksen 4–5 sekunnin maksimaalinen voima. Noin 5 sekunnin pituisen maksimisuorituksen jälkeen pidetään 2 minuutin palautus. (Kauranen 2014, 235.)

Vertikaalinen hyppy

Alaraajojen ojentajalihasten isoinertiaalista voimantuottoa, eli kykyä tuottaa räjähtävää ylöspäin suuntautuvaa voimaa, testataan vertikaalihypyillä. Vertikaalisen hyppysuorituksen aikana pitää kontrolloida kyykkysyvyys, kesto ja alastuloasento. Suoritukseen vaikuttaa myös käsien liike, polvikulma sekä esikevennys. Vertikaalihypyistä yleisimmät ovat staattinen hyppy, kevennyshyppy ja pudotushyppy. Staattisen hypyn ja kevennyshypyn välisellä suhteella kuvataan henkilön elastisuutta. Se ei kuitenkaan yksin selitä

eroavaisuuksia hyppyjen välillä. Staattinen hyppy ja kevennyshyppy ovat perustestejä voimanopeudessa. (Keskinen ym. 2014, 151,153.)

Staattinen hyppy

Staattisessa hypyssä pyritään eliminoimaan rinnakkaisen ja peräkkäisen elastisen komponentin osuus eli käytetään pelkästään supistuvaa komponenttia ponnistusvoiman tuottamiseen. Hyppääjä koukistaa polvia 90 asteen kulmaan laskeutuen lähtöasentoon, jossa pysytään 2–3 sekuntia. Pidon aikana elastinen energia häviää kudoksista. Selkä pidetään mahdollisimman suorana ja kädet lanteilla. Lihakset toimivat konsentrisesti maksimaalisessa ponnistusvaiheessa, joka tapahtuu ilman joustoa suoraan ylöspäin. Alastulo tapahtuu päkiät edellä ja polvet ovat mahdollisimman suorina, koska polvien koukistaminen pidentäisi lentoaikaa. Testi suoritetaan kolme kertaa, joista paras tulos kirjataan lopulliseksi tulokseksi. Lentoajan perusteella voidaan laskea kehon painopisteen nousukorkeus, hyppyteho ja irtoamisnopeus. (Kauranen 2014, 247–248.) Staattisessa hypyssä konsentrista voimantuottokykyä kuvaa lentoaika ja siitä laskettu kehon painopisteen nousukorkeus (Keskinen ym. 2014,153).

Kevennyshyppy

Ponnistusvoima kevennyshypyssä tuotetaan yhteistyössä supistuvan komponentin sekä rinnakkaisen ja peräkkäisen elastisen komponentin kanssa. Hyppääjä aloittaa seisoma-asennosta, jossa polvet ovat suorana ja kädet lanteilla. Laskeudutaan eksentrisesti samaan ala-asentoon kuin kevennyshypyssä ja konsentrisen ponnistus suoritetaan välittömästi asentoon pääsyn jälkeen. Laskeutumisvaiheessa jänteisiin ja lihaskalvoihin varastoitunutta elastista energiaa voidaan hyödyntää ponnistusvaiheessa. Hypyn alastulo tapahtuu samalla lailla kuin staattisessa hypyssä eli päkiöille polvet mahdollisimman suorina. Testi suoritetaan kolme kertaa, joista paras tulos kirjataan lopulliseksi tulokseksi. Kevennyshypyn lentoajan perusteella voidaan laskea staattisesta hypystä saatujen tietojen lisäksi elastisuusprosentti. (Kauranen 2014, 248–249.)

6 MAKSIMIVOIMA

Maksimivoima on lihaksen tai lihasryhmän suurin voimantaso, jonka lihas pystyy tuottamaan. Tällöin lihaksen jännitystaso on maksimaalinen ja suorituskyky on korkeimmillaan. Maksimaaliset suoritukset ovat ajallisesti lyhyitä, koska elimistö ei jaksakaan pitää korkeaa kuormitustasoa pitkäaikaisesti yllä. (Kauranen & Nurkka 2014, 144.) Riippuen lihastyötavasta, mitattavasta lihasryhmästä, testattavan harjoitustaustasta, sukupuolesta sekä myös iästä, maksimaalisen voimatason saavuttamiseen joko staattisella tai dynaamisella lihastyöllä n. 0,5–2,5 sekuntia (Keskinen 2007, 138).

Vaikuttavia tekijöitä luurankolihasvoimantuottokykyyn ovat lihaksen anatominen rakenne, lihassolujakauma, sidekudoksen määrä ja laatu, lihaksen pituus, lihaksen verimäärä, esijännitys ja venytys, nivelkulma, ikä, sukupuoli ja voimaharjoittelu. Tärkeimmät tekijät ovat kuitenkin lihaksen hermotuksen tehokkuus ja lihaksen poikkileikkauspinta-ala. (Kauranen & Nurkka 2014, 145.) Tyypin II motorisia yksiköitä vaaditaan maksimaaliseen voimantuottoon. Harjoittelun seurauksena maksimaaliseen lihassupistukseen pystytään rekrytoimaan enemmän motorisia yksiköitä ja lihassoluja. Lihassupistuksen lopussa aktivoidaan erityisesti tyypin IIb lihassoluja sekä nopeita motorisia yksiköitä, joilla on korkea syttymiskynnys. (Kauranen & Nurkka 2014, 149.)

Maksimaaliseen voimantuottonopeuteen vaikuttaa lihaksen kyky muodostaa poikkisiltoja aktiini- ja myosiinisäikeiden välille (Suni & Taulaniemi 2012, 163). Tuotettu lihaksen maksimivoima on melkein lineaarisessa yhteydessä lihaksen poikkipinta-alaan (Suni & Taulaniemi 2012, 166). Maksimivoimaharjoittelussa ei välttämättä ole tarpeellista suorittaa liikettä epäonnistuneeseen toistoon saakka kehittääkseen maksimivoimaa. Raskaita ja kevyitä kuormia sisältävä ohjelmointi voi kehittää voimaa ja vahvistaa muita voimaominaisuuksia. (Suchomel 2018.)

7 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS

Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli saada selville, miten testattavat liikkeet korreloivat toistensa kanssa eli minkälainen riippuvuuden luonne liikkeiden välillä oli. Lähetettiin ensimmäinen kysely mahdollisille vapaaehtoisille testihenkilöille Facebook-sovelluksen kautta Karhu Crossfitin yksityiseen ryhmään syyskuun lopussa 2021. Testeihin ilmoittautui 20 henkilöä ja sovittiin sopivat ajat jokaisen testihenkilön kanssa erikseen kahdelle peräkkäiselle päivälle. Laadittiin esitieto- ja suostumuslomake sekä tietosuojailmoitus (liitteet 1–3) teoreettiseen viitekehykseen sekä virallisiin yliopiston hyväksymiin lomakkeisiin vedoten. Lähetettiin testien suoritusohjeet sisältävä tietosuojalomake sähköpostilla testeihin osallistuville henkilöille ennen testausta.

Testit suoritettiin 6.–19.12.2021 Karhu Crossfitin sekä Kaakkois-Suomen ammattikorkeakoulun tiloissa. Ensimmäiseen testipäivään varattiin aikaa 90 minuuttia ja toiseen päivään 30 minuuttia jokaista testihenkilöä kohden. Testit suoritettiin aina samassa järjestyksessä ja testitilanteessa oli yksi henkilö kerrallaan. Ensimmäisen päivän ohjelmana oli esitieto- ja suostumuslomakkeen täyttäminen, alkulämmittely, kevennyshyppy, staattinen hyppy, jalkakyykyn lämmittely ja jalkakyykyn 1 RM -testi. Toisena päivänä suoritettiin alkulämmittely sekä polven ojennus- ja koukistustestit. Testit ohjeistettiin aina saman henkilön puolesta ja ohjeistettiin tarvittaessa liikkeet uudelleen, jos ohjeet jäivät epäselviksi. Testitulokset kirjattiin SPSS-ohjelmistoon ja Pearsonin korrelaation avulla tuloksista saatiin hajontakuvat, joita analysoitiin myöhemmin.

Tutkimusjoukkona (N=20) toimivat terveet crossfit-harrastajat, 10 naista ja 10 miestä. Koehenkilöt olivat täysi-ikäisiä, 19–50-vuotiaita ja kokemusta voimaharjoittelusta tuli olla vähintään kuusi kuukautta. 1 RM -jalkakyykky oli suoritettu aiemmin, jotta testi oli turvallisempaa suorittaa. Testattavat olivat perusterveitä eli heillä ei ollut lääkärin toteamaa tuki- ja liikuntaelinsairautta eikä muuta testiin vaikuttavaa sairautta viimeisen kuuden kuukauden ajalta.

7.1 Kokeellinen tutkimus

Kvantitatiivisessa eli määrällisessä tutkimuksessa kuvataan mittaavien ominaisuuksien välisiä suhteita ja eroja vastaten kysymykseen, miten usein tai kuinka paljon. Kyselylomake on mittari, jonka avulla saadaan tutkittavasta asiasta määrällinen tieto. Kvantitatiivisessa menetelmässä tietoa tarkastellaan numeerisesti eli tutkittavia asioita käsitellään numeroiden avulla. Tutkimustieto saadaan numeroina tai laadullinen aineisto ryhmitellään numeeriseen muotoon. Opinnäytetyössä käytetty esitietolomake on strukturoitu lomake, jossa kaikki tutkittavat asiat on rakennettu ja vakioitu lomakkeeseen siten, että kysymys ymmärretään samalla tavalla kaikkien toimesta. Kyselyä käytetään usein määrällisessä tutkimuksessa tutkimusaineiston keräämisen apuna. (Vilka 2009, 13–15)

Tutkimuskysymykset

1. Miten maksimaalinen isometrinen polven ojennus korreloi 1 RM - jalkakyykyn tulosten kanssa?
2. Miten maksimaalinen isometrinen polven koukistus korreloi 1 RM - jalkakyykyn tulosten kanssa?
3. Miten kevennyshypyn korkeus korreloi 1 RM -jalkakyykyn tulosten kanssa?
4. Miten staattisen hypyn korkeus korreloi 1 RM -jalkakyykyn tulosten kanssa?
5. Miten kevennyshypyn korkeus korreloi maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen tulosten kanssa?
6. Miten kevennyshypyn korkeus korreloi maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen tulosten kanssa?
7. Miten staattisen hypyn korkeus korreloi maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen tulosten kanssa?
8. Miten staattisen hypyn korkeus korreloi maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen tulosten kanssa?

7.1.1 Mittausmenetelmä

Testit suoritettiin kahtena peräkkäisenä päivänä jokaisen testihenkilön kanssa erikseen. Ensimmäisenä päivänä mitattiin staattinen hyppy, kevennyshyppy sekä 1 RM -jalkakyykky Karhu Crossfitillä, Karhulassa. Testit aloitettiin lämmittelyllä, jossa testattava pyöräili BikeErg-polkupyörä ergometrillä (Concept 2, Morrisville, Pohjois-Carolina, USA) peruskestävyysvauhdilla vastuksella viisi kymmenen minuutin ajan (concept2.com). Tämän jälkeen suoritettiin seuraavat liikkeet kahden kierroksen verran: 10 kehonpainokyykkyä, viisi askelkyykkyä taakse ja eteen molemmilla jaloilla, 10 selänojennusta GHD penkissä kädet ristissä rinnalla selän ollessa pyöreänä (kuva 1), kolme kyykkyhyppyä ylös ja kolme kyykkyhyppyä samalla liikkuen eteenpäin.



Kuva 1. Selänojennus GHD-penkissä

Lämmittelyn jälkeen suoritettiin staattinen hyppy (liite 4). Force platform FP8 -voimalevy (Ab HUR Oy, Kookola, Suomi) laski ensin nollapisteen, mikä kalibroi laitteen (hur.fi). Testattavaa pyydettiin nousemaan voimalevyn päälle kädet lantiolla ja jalat hartioiden leveydellä. Voimalevy mittasi testattavan painon eli

testattavaa pyydettiin olemaan liikkumatta. Ennen testaamista suoritettiin kaksi harjoitushyppyä. Ohjeistimme testattavaa laskeutumaan 90 asteen polvikulmaan, kädet lanteilla ja selkä mahdollisimman suorana. Asennossa pysytään 2–3 sekuntia, minkä jälkeen suoritettiin maksimaalinen, suoraan ylöspäin kohdistuva hyppy ilman joustoa. Alastulo tapahtuu päkiöille ja polvet ovat mahdollisimman suorina. Harjoitushyppyjen jälkeen suoritettiin kolme mitattavaa hyppyä 30 sekunnin palautuksella, joista paras tulos kirjattiin lopulliseksi tulokseksi. Testissä mitattiin kehon painopisteen nousukorkeus, hyppyteho sekä irtoamisnopeus.

Staattisen hyppytestin (kuva 2) jälkeen suoritettiin kevennyshyppy (liite 5). Force platform FP8 -voimalevy laski ensin nollapisteet, mikä kalibroi laitteen. Testattavaa pyydettiin nousemaan voimalevyn päälle kädet lantiolla ja jalat hartioiden leveydellä. Voimalevy mittasi testattavan painon eli testattavaa pyydettiin olemaan liikkumatta. Ennen testaamista suoritettiin kaksi harjoitushyppyä. Kevennyshypyssä kyykkyasentoon pääsyn jälkeen suoritettiin välitön maksimaalinen hyppy kohti kattoa ilman pysähtymistä. Kevennyshypyn mittaus aloitettiin seisoma-asennosta ja staattinen hyppy kyykkyasennosta. Ohjeistimme testattavaa laskeutumaan 90 asteen polvikulmaan, kädet lantiolla ja selkä suorana, josta suoritettiin välitön maksimaalinen hyppy kohti kattoa. Alastulo tapahtuu päkiöille ja polvet olivat mahdollisimman suorina. Harjoitushyppyjen jälkeen suoritettiin kolme mitattavaa hyppyä 30 sekunnin palautuksella, joista paras tulos kirjattiin lopulliseksi tulokseksi. Testissä mitattiin staattisesta hypystä saatujen tulosten lisäksi myös elastisuusprosentti.



Kuva 2. Staattinen hyppy

Vertikaalisten hyppytestien jälkeen aloitettiin maksimikyykyn lämmittely, jossa suoritettiin seuraavat liikkeet kahden kierroksen verran: 10 takareisi kyykkypumppausta, 20 lonkan sisäkiertoliikettä, 10 toistoa molemmille puolille dorsiflexio-liikkeen pumppausta boksen päällä, kahdeksan hyvää huomenta -liikettä kepin kanssa, kahdeksan hyvää huomenta + jalkakyykky+ hyvää huomenta -liikesarjaa kepin kanssa ja 8 jalkakyykkyä kepin kanssa.

Maksimikyykkysuorituksen (kuva 3) välineistönä käytettiin VBC-kisatankoa 20 kg (Very black store, Porvoo, Finland), Crumb bumper -levypainoja (Very black store, Porvoo, Finland), Wall mount - 1 kyykkypaikkatelinettä (Very black store, Porvoo, Finland) (veryblackstore.fi). Lisäksi välineistönä käytettiin linear encoderia (Muscle lab, Stathelle, Norway) (Musclelabsystem 2020). Suorituksessa käytettiin apuna varmistajia, joiden avulla liike suoritettiin mahdollisimman turvallisesti. Maksimaalisen takakyykyn testaus (liite 6) aloitettiin ylä- ja ala-asennon mittauksella. Testattava otti 20 kilon painoisen levytangon kyykkytelineestä ja asetti kantapäät viivan kohdalle. Tanko asetettiin kaularangan C7 -nikaman kohdalle. Pyydettiin testattavaa koukistamaan hieman polvia, jolloin linear encoder laski liikkeen yläasennon.

Seuraavaksi laskeuduttiin kyykkyasentoon niin, että reidet olivat lattian suuntaiset. Tästä asennosta laskettiin liikkeen ala-asento.

Ensimmäinen mittaus suoritettiin 20 kilon tangolla. Miehillä painoa lisättiin joka sarjan välissä 20 kiloa ja naisilla 10 kiloa. Lähestyttäessä 1 RM -suoritusta käytettiin pienempiä 10, 5 ja 2,5 kilon painoja testihenkilön päätöksellä. Suoritettiin kaksi maksimaalisella nopeudella tehtyä kyykkyä joka kierroksella. Nopeuden laskiessa alle 0,5 m/s, suoritettiin vain yksi toisto. Painoja lisättiin niin kauan, kunnes päästiin 1 RM -toistoon. Ensimmäisen hylätyn maksimitoiston jälkeen testattava sai yrittää samoilla painoilla vielä kaksi kertaa. Jos testattava epäonnistui viimeisellä yrityksellä, valitsimme 1 RM -testitulokseksi edellisen suoritettun painomäärän. Testihenkilöt saivat jättää kyykkytuloksen halutessaan onnistuneeseen suoritukseen eli ei ollut pakko suorittaa testiä epäonnistuneeseen suoritukseen asti. Varmistajat pysyivät testattavan molemmilla puolella koko testin ajan ja auttoivat testattavan ylös tarvittaessa. Testin aikana annettiin voimakasta suullista rohkaisua sekä palautetta sarjojen jälkeen liikkeenopeudesta, jotta testattavat motivoituisivat tekemään parhaan mahdollisen suorituksen. Linear encoder -kiihtyvyyssanturi mittasi liikkeen keskimääräistä nopeutta, huippunopeutta sekä tehoa.

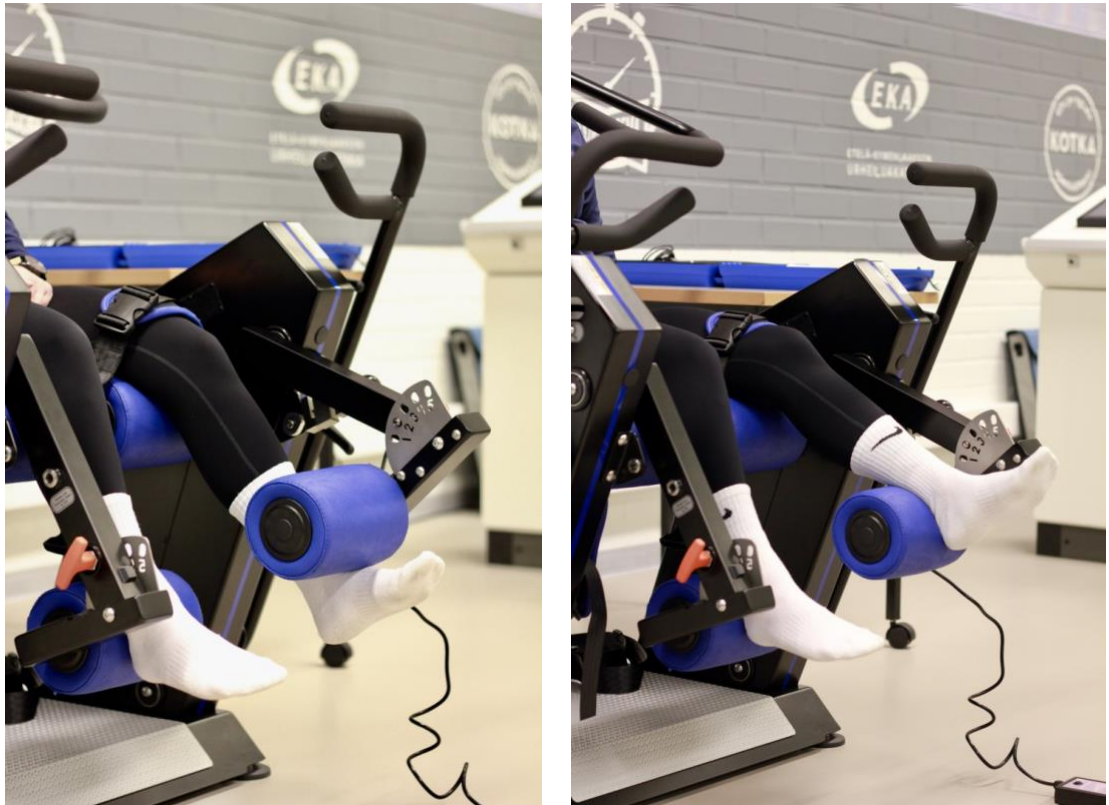


Kuva 3. 1 RM -jalkakyykky

Toisena päivänä suoritettiin isometrinen polven ojennus ja koukistus (kuva 4) Kaakkois-Suomen ammattikorkeakoululla. Isometriseen polven ojennuksen ja koukistuksen mittaamiseen käytettiin 5xmultifunction 8530 laitetta (Ab HUR Oy, Kokkola, Suomi) sekä performance recoder 9200 laitetta (Ab HUR Oy, Kokkola, Suomi) (hur.fi). Testaus aloitettiin lämmittelyllä, jossa testattava polki vastuksettomalla Tunturi ALPHA150- laitteella viiden minuutin ajan. Pyöräilyyn jälkeen lämmiteltiin HUR- laitteella dynaamisesti polven ojennus- ja koukistusliikkeillä. Molempia liikesuuntia suoritettiin 2x8 toistoa kymmenen kilon vastuksella. Isometrisen polven ojennustestin alussa testattava asettui istumaan HUR- laitteeseen, jonka jälkeen nilkkatuki säädettiin oikeaan kohtaan testattavalle.

Testattava suoritti 4–5 sekunnin maksimaalisen polven ojennuksen (liite 8) kolme kertaa, minkä perusteella saatiin selville etureiden lihasten absoluuttisen voiman keskiarvo ja kuinka nopeasti päästiin maksimaaliseen lihassupistukseen. Jokaisen suorituksen jälkeen pidettiin kahden minuutin mittainen palautus. Ojennuksen jälkeen testattava suoritti maksimaalisen

isometrisen polven koukistuksen samalla tavalla kuin ojennusliikkeessä, mutta jalka siirrettiin nilkkatuen etupuolelle sekä suljettiin reiden ympärillä oleva kiristysvyö. Testattava suoritti 4–5 sekunnin maksimaalisen polven koukistuksen (liite 7) kolme kertaa, minkä perusteella saatiin selville takareiden lihasten absoluuttisen voiman keskiarvo ja kuinka nopeasti päästiin maksimaaliseen lihassupistukseen. Jokaisen suorituksen jälkeen pidettiin kahden minuutin mittainen palautus. Kun oikea jalka oli testattu, siirryttiin vasemman jalan testaukseen, joka suoritettiin samalla tavalla. Testit keskeytettiin, jos niiden aikana ilmeni kipua tai testihenkilö ei pystynyt muusta syystä suorittamaan liikettä.



Kuva 4. Isometrinen polven koukistus ja ojennus

7.1.2 Aineisto ja analyysi

Yhteyksien etsiminen ja ennusteiden tekeminen on yksi tiedon analysoinnin tärkeimpiä peruspilareita. Lineaarinen regressio pyrkii löytämään yhteyksiä kahden tai useamman muuttujan välille ja antaa tuloksena mallin, jonka avulla pyritään selittämään näitä yhteyksiä. Matematiikkaan verrattuna tilastotieteessä voi olla vaihtelevuuksia ja virheitä. (Rumsey 2022, 67.)

Korrelaatio tarkoittaa tilastotieteen kielessä lineaarista riippuvuutta, jonka luonnetta arvioidaan hajontakuvien avulla eli korrelaatio pelkästään ei kerro riippuvuuden luonteesta mitään. Kuviin on piirretty lineaarista riippuvuutta kuvaavat regressiosuorat, jotka ovat yksinkertaisia tilastollisia malleja. Ensin piirretään hajontakuva muuttujien perusteella, jonka jälkeen voidaan tutkia korrelaatiota kuvan perusteella ottaen huomioon näyttääkö kuva järkevältä. (Vehkalahti 2014, 77–78.)

Pearsonin korrelaatio kuvaa kahden muuttujan välistä lineaarista suhdetta. Yksinkertaisesti Pearsonin korrelaatio pyrkii piirtämään parhaimman mahdollisen tuloksen linjan kahden muuttujan välille. r kuvaa sitä, kuinka kaukana aineiston tulokset ovat parhaasta mahdollisesta lineaarisesta viivasta. Tulos sijoittuu aina -1 ja $+1$ välille. (Laerd statistics 2020.)

Korrelaatio voidaan luokitella sen mukaisesti vaikuttaako kasvava muuttuja toiseen muuttujaan laskevasti vai kasvavasti. Positiivisessa korrelaatiossa toisella muuttujalla on myös taipumus kasvaa. Negatiivisessa korrelaatiossa toisella muuttujalla on taipumus laskea. Kun korrelaatiota ei ole muuttujien välillä (0), toinen muuttuja pysyy yleensä samana. (Nettleton 2014.)

Tulos on yksikkövapaa eli mittayksikön muuttuessa korrelaatio ei muutu ollenkaan. Positiivinen tulos tarkoittaa ylöspäin nousevaa suhdetta eli korrelaatio on positiivinen ja negatiivinen tulos tarkoittaa alaspäin laskevaa suhdetta eli korrelaatio on negatiivinen. Korrelaation tulos -1 tai $+1$ tarkoittaa, että muuttujien välillä on täydellinen yhteys. Korrelaatio oli heikko $0-0,30$, keskiverto $0,31-0,50$, vahva $0,51-0,70$ ja erittäin vahva $0,71-1,00$. (Rumsey 2022, 70.)

Scatter-diagrammissa mitä lähempänä lineaarista viivaa pisteet sijaitsevat, sitä vahvempi on kahden muuttujan välinen korrelaatio. Korrelaatiokertoimella voidaan testata, onko muuttujien välillä lineaarista suhdetta. Nolla hypoteesi tarkoittaa sitä, että populaation korrelaatiokerroin on 0 . R :n arvoa voidaan

verrata annettuihin arvoihin tai saada tarkat P arvot, P 0,01 tarkoittaa, että P arvo on pienempi kuin 0,01. (Bewik ym. 2003.)

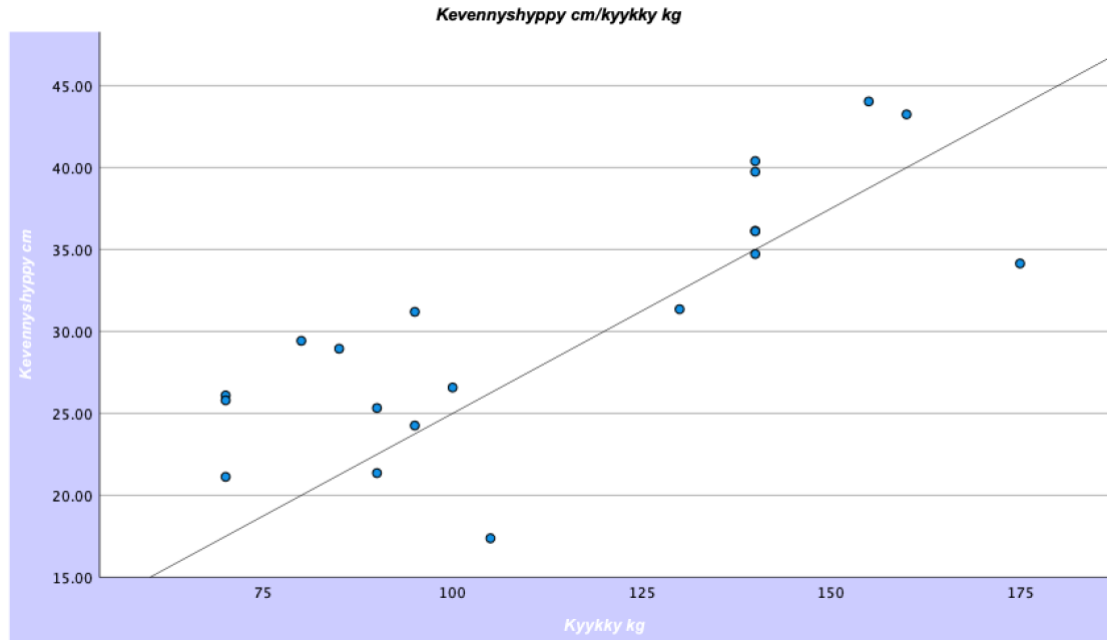
SPSS on ohjelmisto, joka soveltuu tilastollisten aineistojen analysointiin. SPSS:lle ominta alaa ovat ristiintaulukointi sekä regressio- ja varianssianalyysit. Tilastollisista ohjelmistoista SPSS on yksi kattavampia tarjolla olevista vaihtoehtoista. (Vehkalahti 2014, 196.) SPSS-ohjelmisto sisältää toimintoja tiedon syöttämiseen, ohjelmistojen hallintaan ja käsittelyyn. Ohjelmistoon sisältyvät korrelaatiot, tilastolliset tunnusluvut ja suhdeluvut. (SPSS Finland Oy 2015.)

8 TULOKSET

Tähän kokeelliseen opinnäytetyöhön osallistui 20 koehenkilöä. Koehenkilöiden ikäjakauma oli 19–50 vuotta ja keskiävo 39,3 (liite 10). Kaikki koehenkilöt olivat Karhu Crossfitin jäseniä, ja he olivat suorittaneet voimaharjoittelua yli 6 kuukautta. Koehenkilöiden taustatiedoissa kävi ilmi, että 50 % koehenkilöistä oli harrastanut Crossfit-urheilua alle 2,5 vuotta ja 20 % oli harrastanut yli 2,5 vuotta, mutta alle 5 vuotta. Koehenkilöistä 10 % oli harrastanut yli 5 vuotta, mutta alle 7,5 vuotta ja 20 % oli harrastanut yli 7,5 vuotta, mutta alle 10 vuotta. Koehenkilöistä 75 % harrasti Crossfit-urheilua 3–4 kertaa viikossa, 20 % harrasti 1–2 kertaa viikossa ja 5 % harrasti 5–7 kertaa viikossa. Koehenkilöistä 75 % harrasti muuta oheisliikuntaa ja 25 % ei harrastanut muuta liikuntaa Crossfit-lajin ohella.

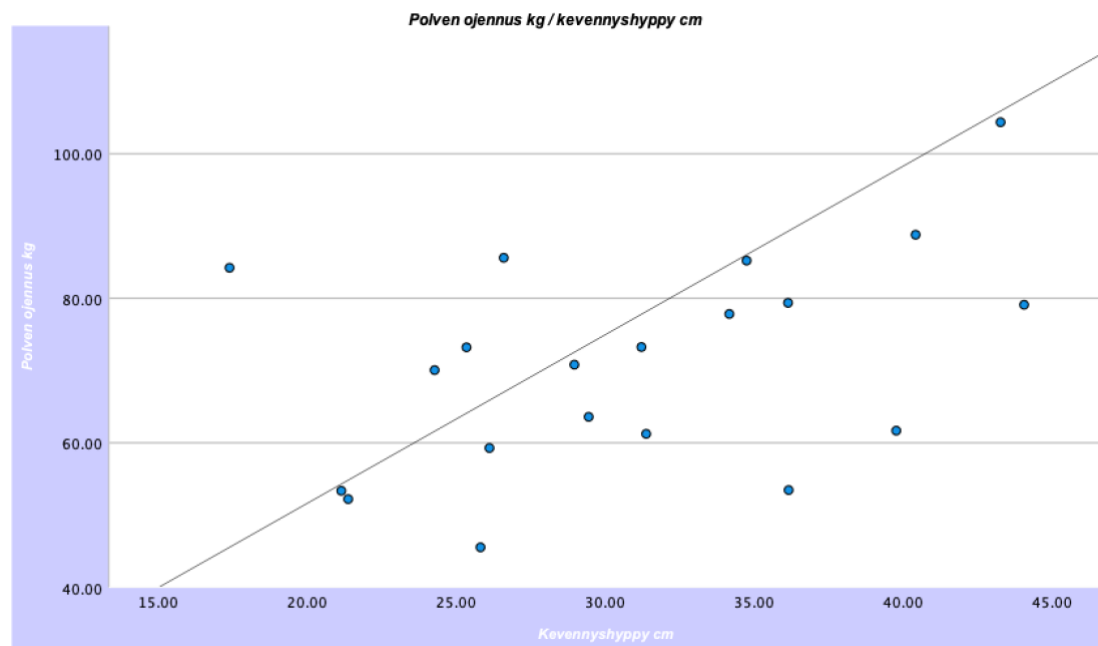
Koehenkilöistä 85 % oli harrastanut muuta urheilulajia ennen Crossfit-urheilun aloittamista ja 15 % ei ollut harrastanut mitään aikaisemmin. Koehenkilöistä 20 % oli harrastanut jotakin muuta lajia alle 5 vuoden ajan ja 40% muuta lajia harrasti yli 5 vuotta, mutta alle 10 vuotta. Yli 10 vuotta muuta lajia harrasti 25 % koehenkilöistä. Kaikki koehenkilöt olivat aikaisemmin suorittaneet 1 RM - jalkakyykkytestin ja kokivat pystyvänsä suorittamaan testit. Koehenkilöillä ei ollut lääkärin toteamaa tuki- ja liikuntaelin sairautta tai vaivaa viimeisen kuuden kuukauden ajalta.

1 RM -jalkakyykyn ja kevennyshyppy korkeuden välillä havaittiin olevan erittäin vahva korrelaatio $r = 0,791$ $p < 0,01$ (kuva 5).



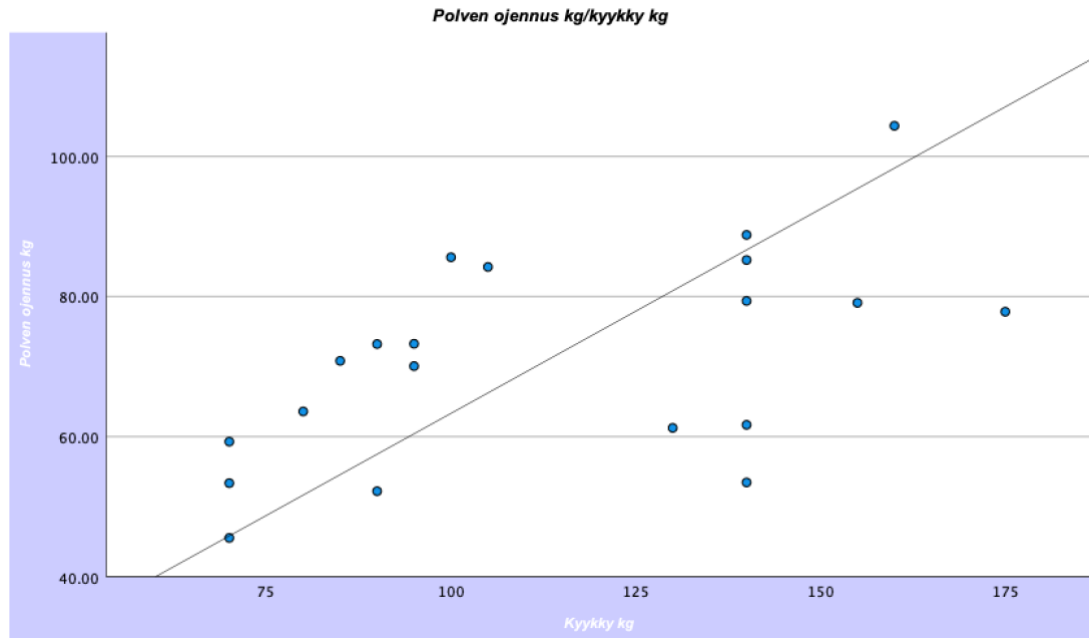
Kuva 5. 1 RM -jalkakyykyn ja kevennyshypyn välinen korrelaatio

Maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen ja kevennyshypyn korkeuden välillä havaittiin olevan keskiverto korrelaatio $r = 0,434$ $p < 0,056$ (kuva 6).



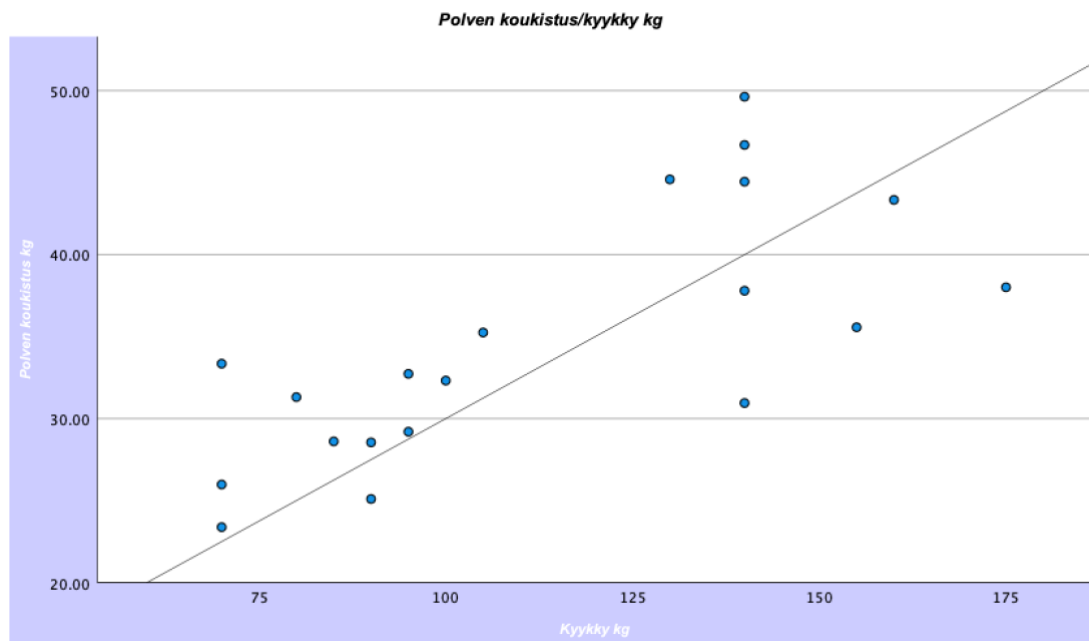
Kuva 6. Polven ojennuksen ja kevennyshypyn välinen korrelaatio

1 RM -jalkakyykyn ja isometrisen polven ojennuksen välillä havaittiin olevan vahva korrelaatio $r = 0,552$ $p < 0,012$ (kuva 7)



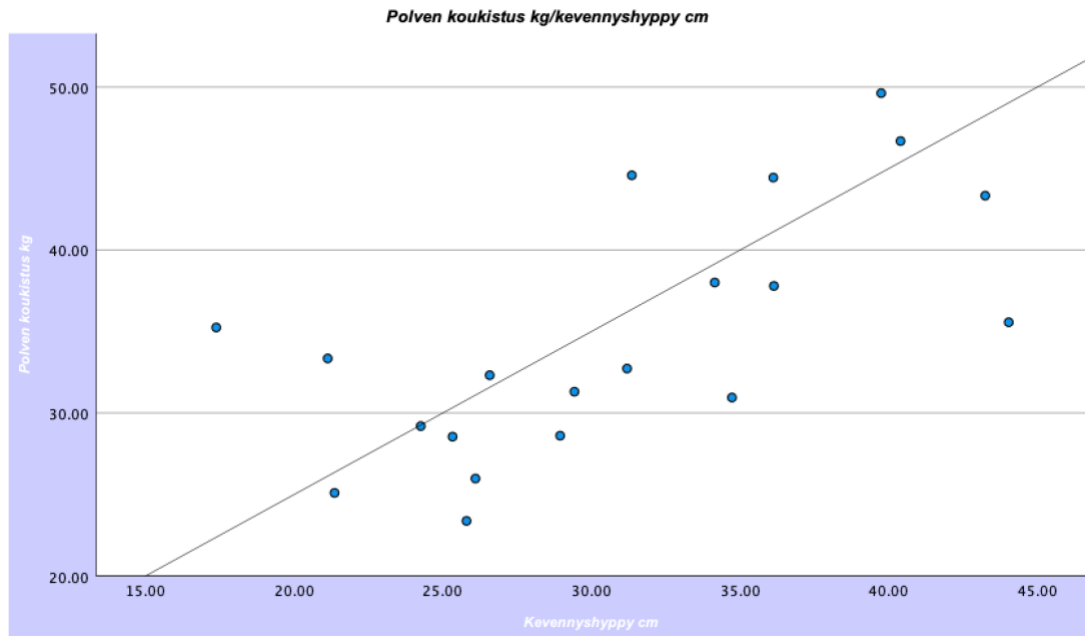
Kuva 7. 1 RM -jalkakyykyn ja polven ojennuksen välinen korrelaatio

1 RM -jalkakyykyn ja isometrisen polven koukistuksen välillä havaittiin olevan erittäin vahva korrelaatio $r = 0,731$ $p < 0,001$ (kuva 8).



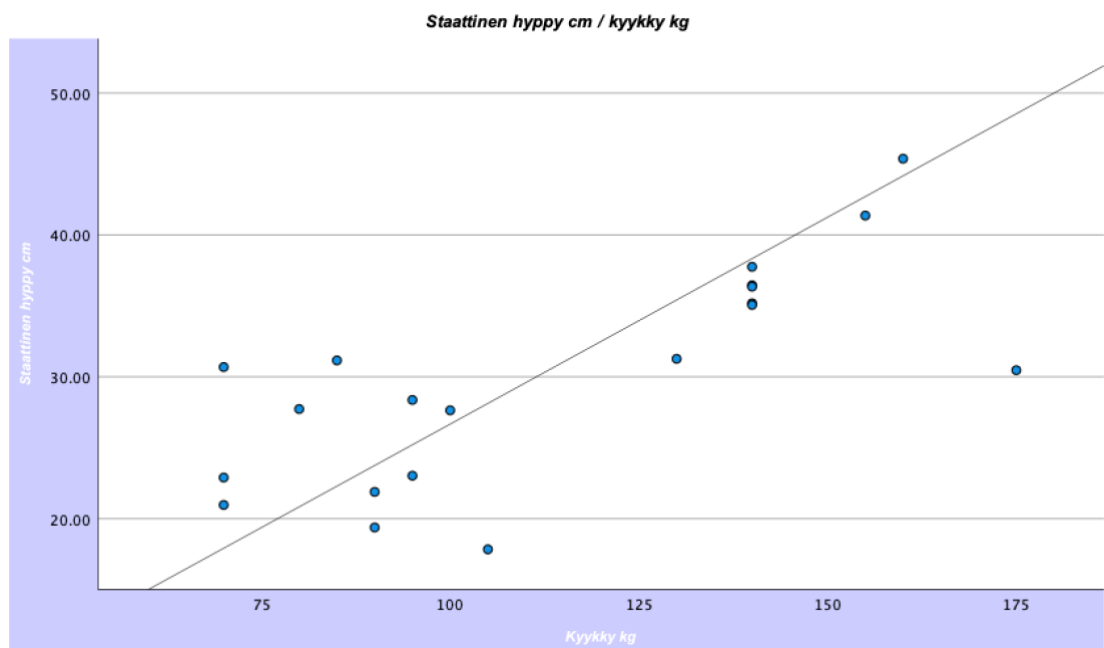
Kuva 8. 1 RM -jalkakyykyn ja polven koukistuksen välinen korrelaatio

Maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen ja kevennyshypyn korkeuden välillä havaittiin olevan vahva korrelaatio $r = 0,665$ $p < 0,001$ (kuva 9).



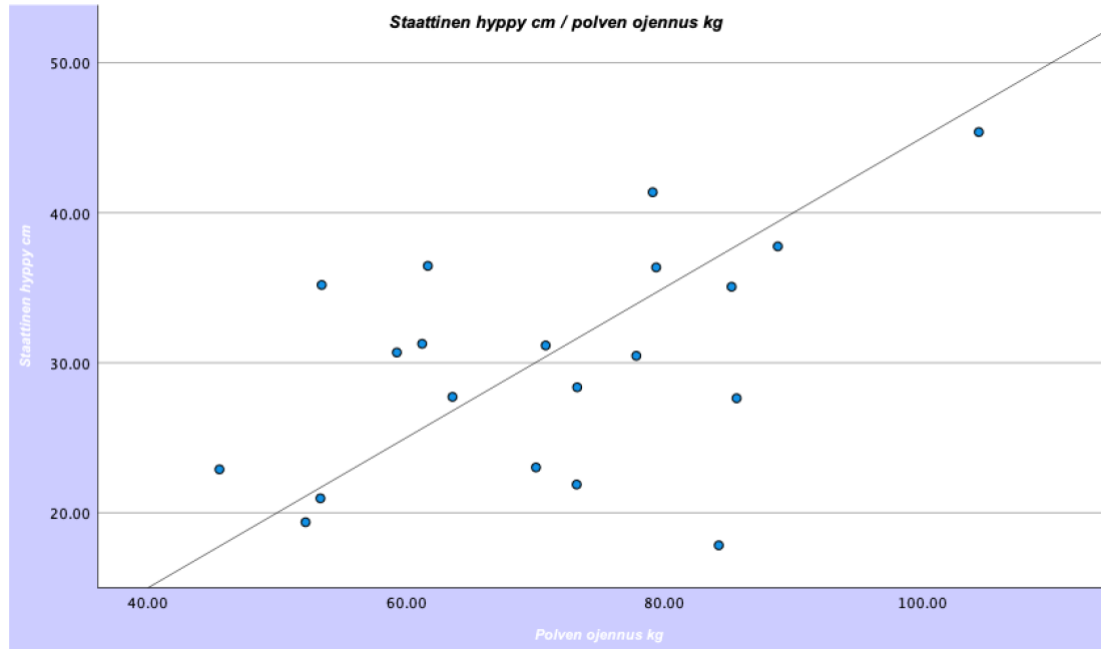
Kuva 9. Polven koukistuksen ja kevennyshypyn välinen korrelaatio

Maksimaalisen staattisen hyppytestin korkeuden ja maksimaalisen 1 RM -jalkakyykyn välillä havaittiin olevan erittäin vahva korrelaatio $r = 0,732$ $p < 0,001$ (kuva 10).



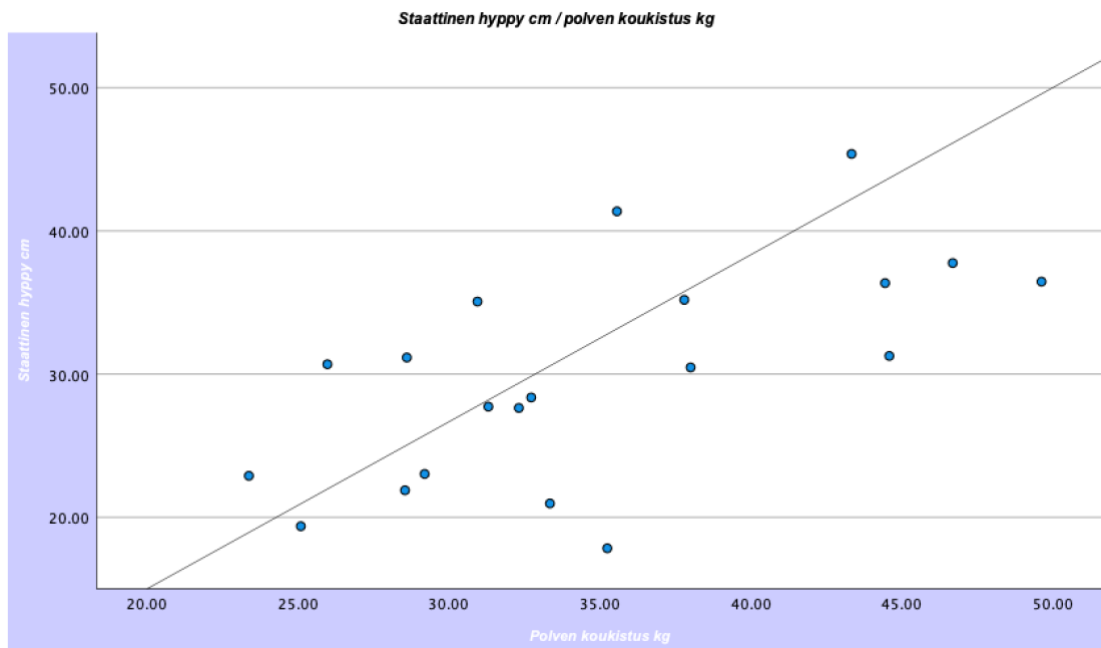
Kuva 10. 1 RM -jalkakyykyn ja staattisen hypyn välinen korrelaatio

Maksimaalisesta staattisesta hyppytestistä saadun korkeuden ja maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen välillä löydettiin olevan keskiverto korrelaatio $r = 0,49$ $p < 0,028$ (kuva 11).



Kuva 11. Staattisen hypyn ja polven ojennuksen välinen korrelaatio

Maksimaalisen staattisen hypyn korkeuden ja maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen välillä havaittiin olevan vahva korrelaatio $r = 0,629$ $p < 0,003$ (kuva 12).



Kuva 12. Staattisen hypyn ja polven koukistuksen välinen korrelaatio

9 POHDINTA

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli saada selville, minkälainen korrelaatio yleisimpien alaraajojen maksimivoimaa mittaavien liikkeiden välillä oli.

Halusimme selvittää miten vertikaalisten hyppyjen korkeus sekä isometrinen polven ojennus ja koukistus korreloivat 1 RM -jalkakyykkyliikkeen kanssa.

Lisäksi halusimme selvittää miten vertikaalisten hyppyjen korkeus korreloi isometrisen polven ojennuksen ja koukistuksen kanssa.

Korkeamman voimantuoton omaavat yksilöt hyppäävät korkeammalle verrattuna heikompiin yksilöihin. Mitattaessa yksilön voimantuottoa, dynaamisen voiman testaus on yksi yleisimpiä menetelmiä. Tyypillisesti dynaamista voimaa testataan maksimaalisella toistotestillä. Korkeampi voimantuotto voi parantaa yksilön nopeusvoimaominaisuuksia. Lihasvoima korreloi vahvasti hyppysuorituksen kanssa. Yksilön kyky suorittaa takakyykky vähintään kaksi kertaa omaan kehonpainoon verrattuna, voi johtaa parempaan urheilusuoritukseen verrattuna niihin, jotka omaavat matalammat alaraajojen voimantuotto-ominaisuudet. Voimakkaammilla yksilöillä nopeusvoima ja ulkoinen mekaaninen voima kehittyy paremmin, jonka takia yksilöt hyppäävät korkeammalle, juoksevat nopeammin ja loukkaantumisriski on alhaisempi. (Suchomel ym. 2016.)

Tutkimuksen tulokset osoittivat, että 1 RM taso korreloi hyvin hyppykorkeuden kanssa $r = 0,78$ $p < 0,02$. Tutkimuksen tulokset vahvistavat, että maksimaalisen voiman sekä hyppykorkeuden välillä on vahva korrelaatio. Maksimaalisen voiman ja tehon korkeamman tason oletetaan johtavan voimakkaampiin hyppyihin ja madaltavan vammariskiä. (Wisløff ym. 2014.) Vertikaaliset hyppy korreloivat 1 RM lihasvoiman kanssa, mitä voidaan käyttää hyväksi lihasvoimatasojen kartoittamisessa (Stricker ym. 2020). Alaraajojen voiman kasvu vaikuttaa positiivisesti maksimaalista hermostollista aktivaatiota vaativiin lyhytaikaisiin lihassupistuksiin kuten nopeisiin pyrähdyksiin ja vertikaalihyppyihin, varsinkin levytangolla tehtynä sekä syvälle suoritettavissa kyykyissä (Sánchez ym, 2017).

Aikaisempien tutkimuksien perusteella ei ole vahvistettu suorituskyvyn kasvua, kun mittauksessa käytettiin isometrisiä voimamittauksia. Yhdessä tutkimuksessa heikompien ja vahvempien yksilöiden välillä ei löydetty eroa verrattaessa hyppykorkeuteen. Testien suorittamisen laatu ja isometrisen voiman testaaminen dynaamisen testin sijasta voi olla selitys mainituille löydöksille. (Suchomel ym 2016.) Isometrinen huippuvoima korreloi vertikaalisten hyppyjen hyppykorkeuden kanssa hyvin eri ikäryhmissä, esimerkiksi painonnostossa biomekaanisesti johdettujen muuttujien ja vertikaalisesti suunnatun voimantuoton samankaltaisuuksien vuoksi. Tilastollisesti merkittävänä tuloksena pidettiin $p < 0,05$ (Thomas 2015).

Hyppiminen vaatii monimutkaista motorista koordinaatiota ylä- ja alavartalon välillä. Vertikaalisen hypyn aikana tuotettua työntövoimaa pystytään käyttämään hyväksi räjähtävän voimantuoton arvioinnissa. Vertikaalisen hypyn luotettavuus on kerrottu olevan hyväksyttävää. Staattisessa hypyssä ja kevennyshypyssä on mahdollisuus erottaa jalkojen osuus ja esivenytyksen vaikutus. Tulosten perusteella voidaan sanoa, että kontaktimatolla mitattu staattinen hyppy ja erityisesti kevennyshyppy ovat kaikista luotettavimpia testejä arvioimaan alaraajojen räjähtävää voimantuottoa fyysisesti aktiivisilla miehillä. Näiden kahden hypyn keskeinen korrelaatio oli suurin ($r = 0.89$) kaikkiin muihin hyppytesteihin verrattuna. Täytyy kuitenkin ottaa huomioon, että staattinen hyppy ja kevennyshyppy jakaa melkein 80 %:sesti samat tiedot. Kevennyshyppy osoitti korkeimman suhteen räjähtävän tehontuoton kanssa. Koska testien välinen korrelaatio ja erotetut muuttujat kertoo testien luotettavuudesta, kevennyshypyillä on paras luotettavuus kaikkiin analysoituihin hyppytesteihin verrattuna. Staattisella hypyllä on jonkin verran alhaisempi, mutta samankaltainen pätevyys. (Markovic ym. 2004.)

Tässä opinnäytetyössä maksimaalisen kevennyshypyn ja staattisen hypyn korkeuden sekä maksimaalisen 1 RM -jalkakyykytestin välillä löydettiin olevan erittäin vahva korrelaatio ja tulokset vastaavat aikaisempaa tutkimusnäyttöä. Maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen ja kevennyshypyn korkeuden välillä löydettiin olevan vahva korrelaatio. On

ristiriitaista näyttöä siitä, korreloiko isometrinen testi huonommin hyppykorkeuden kanssa verrattuna dynaamiseen testiin. Tämä voi olla syy sille miksi maksimaalisen isometrisen ojennuksen ja kevennyshypyn korkeuden välinen korrelaatio jäi matalaksi muihin tutkittuihin muuttujiin nähden.

Isometrinen polven koukistus näyttäisi korreloivan vertikaalisiin hyppytesteihin paremmin verrattuna isometriseen polven ojennukseen. Kyseisille tuloksille ei olla löydetty aikaisempaa tutkimusnäyttöä. Maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen sekä maksimaalisen 1 RM -jalkakyykytestin välillä löydettiin olevan vahva korrelaatio. Maksimaalisen isometrisen polven koukistuksen ja 1 RM -jalkakyykyyn välillä oli erittäin vahva korrelaatio. Aiempaa tutkimusnäyttöä ei löydetty vahvistamaan isometrisen testin ja 1 RM -jalkakyykytestin välistä korrelaatiota ja miksi isometrinen polven koukistus korreloi paremmin jalkakyykyyn kanssa verrattuna isometriseen polven ojennukseen.

Staattisen hypyn korkeuden ja maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen välillä oli keskiverto korrelaatio, joten testitulokset ovat ristiriidassa verrattaessa aikaisempaan tutkimusnäyttöön. Staattisen hypyn ja polven ojennuksen välistä korrelaatiota ei voida pitää tilastollisesti merkittävänä ($p < 0,056$). Matalampaa ojennusvoimaa voi selittää se, että testit suoritettiin peräkkäisinä päivinä. Ensimmäisenä päivänä suoritettiin hyppytestit ja 1 RM -jalkakyyky, joten lihastyö painottuu ensisijaisesti etureisille. Tämä voi vaikuttaa negatiivisesti varsinkin seuraavana päivänä suoritettuun polven ojennusvoimaan. Matalampaa korrelaatiota voi selittää myös mittausvirhe tai koehenkilöiden suorittamisvirhe.

Luotettavuuden ja eettisyyden arviointi

Tutkimuksen reliabelius tarkoittaa, että tutkimuksen tulokset eivät ole sattumanvaraisia tuloksia eli mittaustulokset ovat toistettavia tuloksen ollessa tutkijasta riippumaton. Tutkimuksen validiudella tarkoitetaan miten onnistuneesti teoreettiset käsitteet ovat siirretty mittariin, joka rakentaa kokonaisluotettavuuden tutkimukselle. (Vilkkä 2007, 149–150.) Tutkimuksen kokonaisluotettavuuden muodostavat validius ja reliabelius, mihin vaikuttaa mittaamisen satunnaisvirheet. Virheitä voidaan arvioida uusintamittauksella.

Tutkimuskysymysten selkeällä määrittelyllä, perusjoukon otoksen perusteellisella valinnalla sekä analyysimenetelmän valinnalla voidaan vaikuttaa tutkimuksen kokonaisluotettavuuteen. Tutkimuksen tarkkuutta ja luotettavuutta heikentävät satunnaisvirheet ja systemaattiset virheet, kuten vastaajan muistivirhe sekä asioiden tilasta valehtelu. (Vilka 2007,152–153.)

Testitulosten syöttäminen SPSS-ohjelmaan tehtiin huolellisesti ja tulokset tarkistettiin monesti. Suoritettavat liikkeet ohjeistettiin jokaiselle koehenkilölle samalla tavalla saman henkilön puolesta. Koehenkilöitä kannustettiin aina samalla tavalla henkilöstä riippumatta. Opinnäytetyöllä oli kaksi tekijää, joka lisäsi tulosten luotettavuutta. Jokainen koehenkilö suoritti testit peräkkäisinä päivinä ja liikkeiden suoritusjärjestys oli kaikilla sama. Koehenkilöitä kiellettiin suorittamasta alaraajoihin kohdistuvaa voimaharjoittelua kahden päivän ajan ennen testejä sekä testien aikana. Emme voi taata, että koehenkilöt tekivät ohjeiden mukaisesti ja tämä voi vaikuttaa testituloksiin negatiivisesti. 1 RM-jalkakyykyssä koehenkilöt saivat käyttää painonnostokenkiä, painonnostovyötä ja polvitukia suorituksen apuna. Tämä saattoi vaikuttaa testituloksiin, koska kaikki koehenkilöt eivät käyttäneet samoja apuvälineitä. Apuvälineiden käyttö lisäsi kuitenkin testin turvallisuutta ja koehenkilöt olivat tottuneet suorittamaan jalkakyykyyn apuvälineitä käyttäen. Koehenkilöt saivat kokeilla testattavat liikkeet ennen varsinaista testiä.

Mittausvälineistö kalibroitiin aina jokaisen testihenkilön välissä ja pidettiin huolta, että välineistö oli asianmukaisesti kiinnitetty. Henkilötietoja ja testituloksia käsittelivät sekä analysoivat vain opinnäytetyötä tekevät henkilöt. Tutkimusaineisto hävitettiin asianmukaisesti tulosten yhteenvedon valmistuttua. Karhu Crossfitin jäsenistä perusjoukkoa edustivat 19–50-vuotiaat Crossfit-harrastajat tässä kokeellisessa tutkimuksessa. Opinnäytetyön aineistona käytettiin esitietolomaketta ja testattavista liikkeistä saatuja tuloksia. Palautetta saatiin ja apua pyydettiin koko prosessin ajan opinnäytetyön ohjaajalta sekä opponenteilta. Yhdellä koehenkilöllä ilmeni kipua vasemman jalan isometrisen polven ojennus testin aikana, joten testi jouduttiin keskeyttämään. Koehenkilö pystyi kuitenkin suorittamaan isometrisen polven ojennuksen oikealla jalalla, joten valittiin testitulokseksi

oikean jalan polven ojennus. Hyppytestien kyykyn polvikulma arviotiin silmämääräisesti, joka saattoi vaikuttaa työn luotettavuuteen.

Jatkotutkimus mahdollisuus

Tässä opinnäytetyössä 1 RM -jalkakyykkytestistä saadut nopeuden tulokset jäivät käyttämättä, joten koehenkilön todellisen maksimaalisen kyykkykuorman ennustaminen käyttäen hyödyksi kyykkynopeustuloksia voisi olla hyvä jatkotutkimus tälle opinnäytetyölle.

Toisena jatkotutkimus mahdollisuutena voitaisiin selvittää korrelaatiota yleisimpien yläraajojen lihasvoimaa mittaavien liikkeiden välillä painonnostajilla.

10 LÄHTEET

Akonniemi, A., Kormilainen, V., Tuppurainen, M., Helttunen, J. & Kaasinen, A. 2018. Kaikki crossfit-harjoittelusta. Oulu: Fitra.

Bewik, V., Cheek, L., Ball, J. 2003. Statistics review 7: correlation and regression. SpringerLink. Saatavissa:

<https://link.springer.com/article/10.1186/cc2401> [viitattu 13.4.2022].

Braith, R. W., Graves, J. E., Leggett, S.H., & Pollock, M.L. 1993. Effect of training on the relationship between maximal and submaximal strength.

Medicine and science in sports and exercise, 25(1), 132–138. Saatavissa:

<https://journals.lww.com/acsm->

[msse/Abstract/1993/01000/Effect_of_training_on_the_relationship_between.1](https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1993/01000/Effect_of_training_on_the_relationship_between.1)

[8.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1993/01000/Effect_of_training_on_the_relationship_between.1) [viitattu 20.9.2021].

Claudino, J. G., Gabbet, T. J., Bourgeois, F., de Sá Souza, H., Miranda, R. C., Mezêncio, B., & Serrão, J. C. 2018. Crossfit Overview: Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine – open*, 4(1), 1–14. Saatavissa:

<https://sportsmedicine-open.springeropen.com/articles/10.1186/s40798-018-0124-5> [viitattu 14.10.2021].

Concept 2. WWW-dokumentti. 2022. Saatavissa:

<https://www.concept2.com/company> [viitattu 22.2.2022].

De Souza, R. A. S., da Silva, A. G., de Souza, M. F., Souza, L. K. F., Roschel, H., da Silva, S. F., & Saunders, B. 2021. A systematic review of CrossFit workouts and dietary and supplementation interventions to guide nutritional and future research in CrossFit. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 31(2), 187–205. Saatavissa:

<https://journals.humankinetics.com/view/journals/ijsnem/31/2/article-p187.xml>

[viitattu 5.12.2021].

Fogelholm, M., Vuori, I., Vasankari, T. & Aittasalo, M. 2011. Terveysliikunta. 2. uud. P. Helsinki: Duodecim.

Gray, H., Standring, S., Ellis, H. & Berkovitz, B. K. B. 2016. Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practise. 41th ed. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone

HUR. WWW-dokumentti. 2022. Saatavissa: <https://www.hur.fi/en> [viitattu 22.2.2022].

Hulmi, J. & Aittokoski, T. 2015. Lihastohtori. [Lahti]: Fitra

IBM® SPSS® Statistics Base. 2015. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://spss.fi/ohjelmistot-ratkaisut?view=article&id=31:ibm-spss-statistics-base&catid=19> [viitattu 19.4.2022].

Kauranen, K. 2014. Lihas: Rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura

Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010 Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura.

Keskinen, K. L., Häkkinen, K., Kallinen, M. & Aho, J. 2007. Kuntotestauksen käsikirja. 2. uud. P. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura

Laerdstatistics. Pearson product-moment correlation. 2020. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://statistics.laerd.com/statistical-guides/pearson-correlation-coefficient-statistical-guide.php> [viitattu 14.4.2022].

McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2015. Exercise physiology: Nutrition, energy, and human performance. Eighth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer.

McMaster, D. T., Gill, N., Cronin, J., & McGuigan, M. 2014. A brief review of strength and ballistic assessment methodologies in sport. *Sport Medicine*, 44(5). Saatavissa: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24497158/> [viitattu 5.12.2021].

Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I. & Cardinale, M. 2004. Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *The Journal of strength and conditioning research*. Saatavissa: https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2004/08000/reliability_and_factorial_validity_of_squat_and.28.aspx [viitattu 26.4.2022].

Maté-Muñoz, J. L., Loudego, J. H., Barba, M., García-Fernández, P., Garnacho-Castaño, M. V., & Domínguez, R. 2017. Muscular fatigue in response to different modalities of crossFit sessions. *PLOS ONE*, 12(7). Saatavissa: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0181855> [viitattu 14.10.2021].

Moore, K. L., Dalley, A. F. & Agur, A. M. R. 2014. *Clinically oriented anatomy*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.

MUSCLELAB™. 2020. Dynamic strength. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://www.musclelabssystem.com/dynamic-strength/> [viitattu 19.4.2022].

Nobull CrossFit games. 2021. Regionals. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://games.crossfit.com> [viitattu 5.12.2021].

Neil, S., Myring, A., Peeters, M. J. Pirie, I., Jacobs, R., Hunt, M., Garland, J., Cambell, K. 2013. Reliability and validity of the performance recorder 1 for measuring isometric knee flexor and extensor strength. Taylor & Francis online. Saatavissa: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/09593985.2013.779337?journalCode=iptp20> [10.2.2022].

Nettleton, D. 2014. Selection of variables and factor derivation. Sciencedirect. Saatavissa: <https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/pearson-correlation> [viitattu 11.4.2022].

Paine, J., Uptgraft, J., & Wylie, R. 2010. Crossfit study. Command and General Staff College, 1–34. Saatavissa: <https://cienciadotreinamento.com.br/wp-content/uploads/2017/10/CROSSFIT-STUDY.pdf> [viitattu 23.10.2021].

Pasanen, R. 2016. CrossFit kilpaurheilulajina: Lajianalyysi ja valmentautuminen. Saatavissa: <https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/49997/Pasanen%20Riikka.pdf?sequence=1&isAllowed=y> [viitattu 5.12.2021].

Reiman, M. P. 2016. Orthopedic clinical examination. Champaign, IL: Human Kinetics

Rumsey, D.J. 2022. Statistics II for dummies. 2nd ed. 70–71.

Sánchez, F.J.N., Sáez de Villarreal, E. 2017. Does flywheel paradigm training improve muscle volume and force? A Meta-Analysis. ResearchGate. Saatavissa: https://www.researchgate.net/publication/318130957_Does_Flywheel_Paradigm_Training_Improve_Muscle_Volume_and_Force_A_Meta-Analysis [viitattu 26.4.2022].

Schoenfeld B. J. 2010. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The journal of strength and conditioning research*, 24(12), Saatavissa: https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2010/12000/Squatting_Kinematics_and_Kinetics_and_Their.40.aspx [viitattu 4.10.2021].

Seo, D., Kim, E., Fahs, C.A., Rossow, L., Young, K., Ferguson, S. L., Thiebaud, R., Sherk, V., Loenneke, J. P., Kim, D., Lee, M., Choi, K., Bemben,

D. A., Bembem, M. G. & So, W. 2012. Reliability of the one-repetition maximum test based on muscle group and gender. National library of medicine. Saatavissa:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3737872/pdf/jssm-11-221.pdf>

[viitattu 15.4.2022].

Suchomel, T. J., Nimphius, S. & Stone, M. H. 2016. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. Springer Link. Saatavissa:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40279-016-0486-0> [viitattu

23.4.2022].

Suchomel, T.J., Nimphius, S., Bellon, C.R., Stone, M.H. 2018. The importance of muscular strength: training considerations. Springer Link. Saatavissa:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40279-018-0862-z>

[viitattu 28.4.2022].

Schumann, M., Feuerbacher, J., Sünkeler, M., Freitag, N., Rønnestad, B. R., Doma, K., Lundberg, T.R. 2021. Compatibility of concurrent aerobic and strength training for skeletal muscle size and function: An updated systematic review and meta-analysis. Sports Medicine. Saatavissa:

<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s40279-021-01587-7.pdf> [viitattu

26.4.2022].

Stricker, P., Faigenbaum, A.D., McCambridge T.M. 2020. Resistance Training for Children and Adolescents. ResearchGate. Saatavissa:

https://www.researchgate.net/publication/341666521_Resistance_Training_for_Children_and_Adolescents [viitattu 26.4.2022].

Taulaniemi, A. & Suni, J. 2012. Terveyskunnan testaus: Menetelmä terveystiikunnan edistämiseen. Helsinki: Sanoma Pro

Thomas, C., Jones, P., Rothwell, J., Chiang, C., Comfort, P. 2015. An investigation into the relationship between maximum isometric strength and vertical jump performance. Journal of strength and conditioning research.

Saatavissa: https://journals.lww.com/nsca-jscr/FullText/2015/08000/An_Investigation_Into_the_Relationship_Between.13.aspx [viitattu 15.4.2022].

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa: Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.

Vilka, H. 2009. Tutki ja kehitä. 1–3. Painos. Helsinki: Tammi.

Vehkalahti, K. 2014. Kyselytutkimuksen mittarit ja menetelmät. [Helsinki]: Finn Lectura

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 Sports Medicine*, 38(3), 285–287. Saatavissa: <https://bjsm.bmj.com/content/38/3/285.full> [viitattu 7.4.2022].

ESITIETOLOMAKE

Nimi: _____

Syntymävuosi: _____

Onko sinulla todettu jokin sairaus, mikä?

Onko sinulla käytössä lääkitystä, mikä?

Kuinka kauan olet harrastanut CrossFittiä? _____

Kuinka monta kertaa viikossa harrastat CrossFittiä?

1-2krt 3-4krt 5-7krt

Harrastatko muuta oheisliikuntaa? Kyllä Ei

Mitä lajia? _____

Kuinka usein? _____

Oletko harrastanut ennen Crossfittiä jotakin muuta/muita lajeja, mitä?

Kuinka kauan? _____

Kuinka monta tuntia viikossa harrastat liikuntaa? _____

Oletko aikaisemmin suorittanut 1RM takakykytestin?

Kyllä Ei

Onko sinulla lääkärin toteamaa diagnoosia tuki- ja liikuntaelinsairaudesta viimeisen 6 kuukauden ajalta?

Kyllä Ei

Jos vastasit kyllä, kirjoita alle selvennys

Koetko pystyväsi suorittamaan testit?

Kyllä Ei

KAAKKOIS-SUOMEN AMMATTIKORKEAKOULU



SUOSTUMUS TIETEELLISEEN TUTKIMUKSEEN

Minua on pyydetty osallistumaan tutkimukseen Alaraajojen maksimaalinen voimantuotto crossfit-harrastajilla.

Olen perehtynyt tutkimusta koskevaan tiedotteeseen (tietosuojailmoitus) ja saanut riittävästi tietoa tutkimuksesta ja sen toteuttamisesta. Tutkimuksen sisältö on kerrottu minulle myös suullisesti ja olen saanut riittävän vastauksen kaikkiin tutkimusta koskeviin kysymyksiin. Selvitykset antoi Mari Vilkas ja Anni Knuutinen. Minulla on ollut riittävästi aikaa harkita tutkimukseen osallistumista.

Ymmärrän, että tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista. Minulla on oikeus, milloin tahansa tutkimuksen aikana ja syytä ilmoittamatta keskeyttää tutkimukseen osallistuminen tai peruuttaa suostumukseni tutkimukseen. Tutkimuksen keskeyttämisestä tai suostumuksen peruuttamisesta ei aiheudu minulle kielteisiä seuraamuksia.

En osallistu mittauksiin flunssaisena, kuumeisena, toipilaana tai muuten huonovointisena.

Olen tutustunut tiedotteessa tietosuojailmoituksessa kerrottuihin rekisteröidyn oikeuksiin ja rajoituksiin.

Allekirjoittamalla suostumuslomakkeen hyväksyn tietojeni käytön tietosuojailmoituksessa kuvattuun tutkimukseen.

Kyllä

Suostun siihen, että suostumuksessa käsitellään erityisiin henkilötietoryhmiin kuuluvia tietoja (terveydentilaa ja lääkitystä koskevat kysymykset).

Kyllä

Suostun yllämainittuun projektin mittauksiin ohjeiden mukaisesti

Kyllä

Ei

Annan luvan tulosteni käyttöön tutkimuksen raportoinnissa

Kyllä

Ei

Tunnen itseni terveeksi

Kyllä

Ei

Allekirjoituksellani vahvistan, että osallistun tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkittavaksi sekä annan luvan edellä kerrottuihin asioihin

Osoite

Syntymäaika

Allekirjoitus

Nimen selvennys

Päiväys

Suostumus vastaanotettu

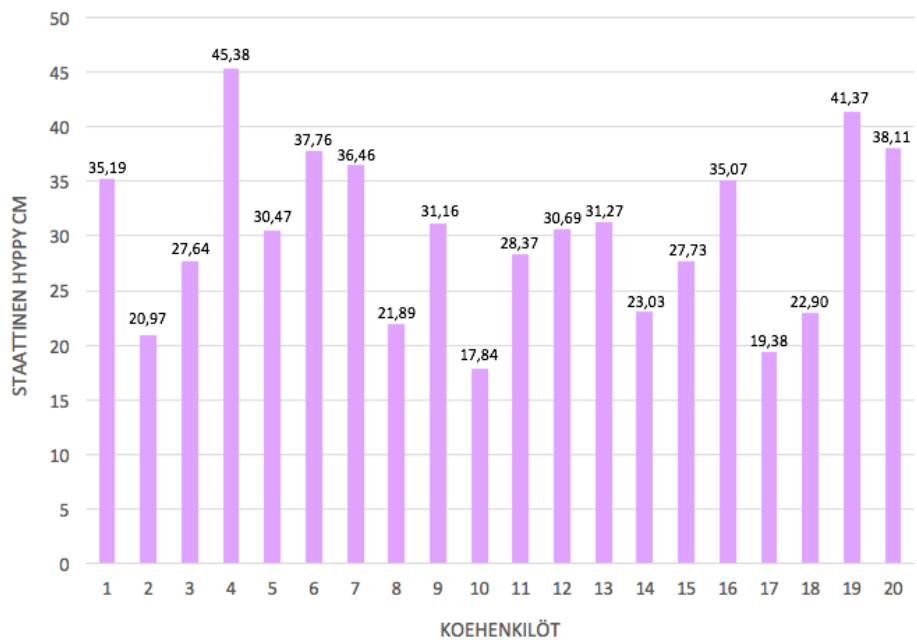
Suostumuksen vastaanottajan allekirjoitus

Nimen selvennys

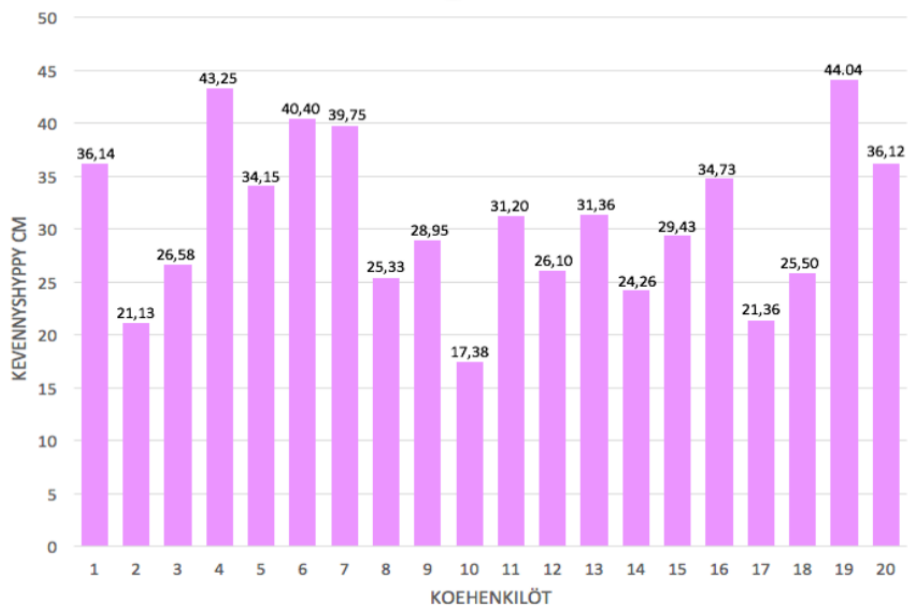
Päiväys

Alkuperäinen allekirjoitettu asiakirja jää tutkimuksen vastuuhjaajan arkistoon ja kopio annetaan tutkittavalle. Suostumusta säilytetään tietoturvalisesti, niin kauan, kun aineisto on tunnistettavassa muodossa. Jos aineisto anonymisoidaan tai hävitetään suostumusta ei tarvitse enää säilyttää

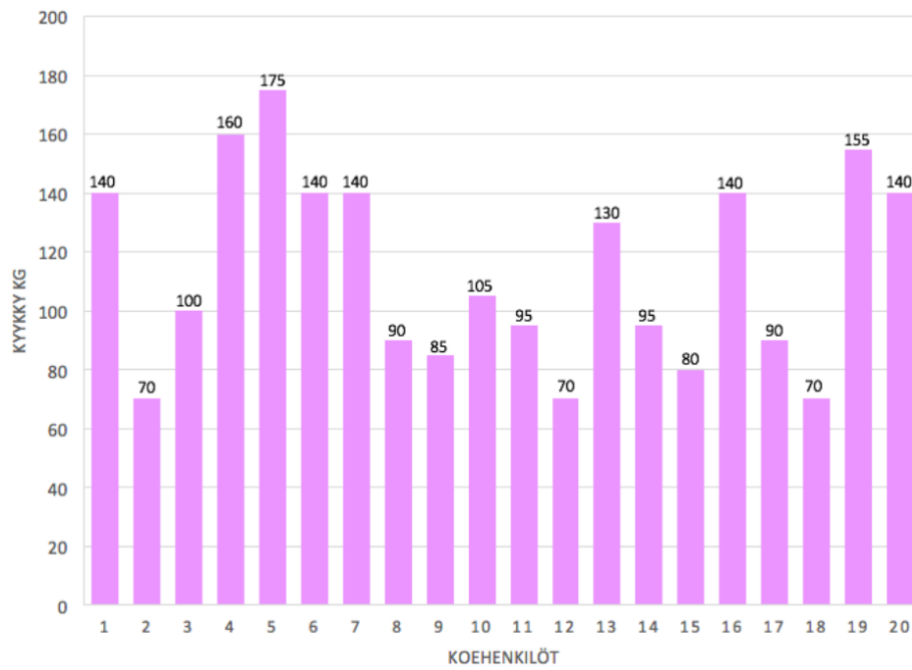
Liite 4/10



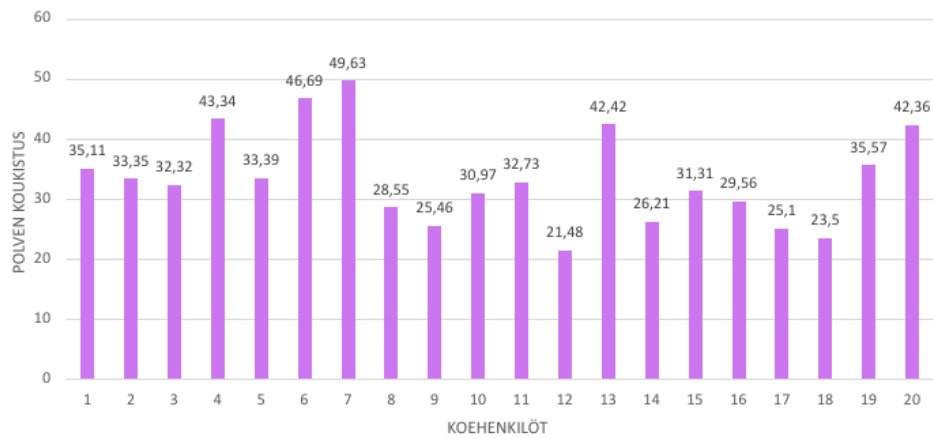
Liite 5/10



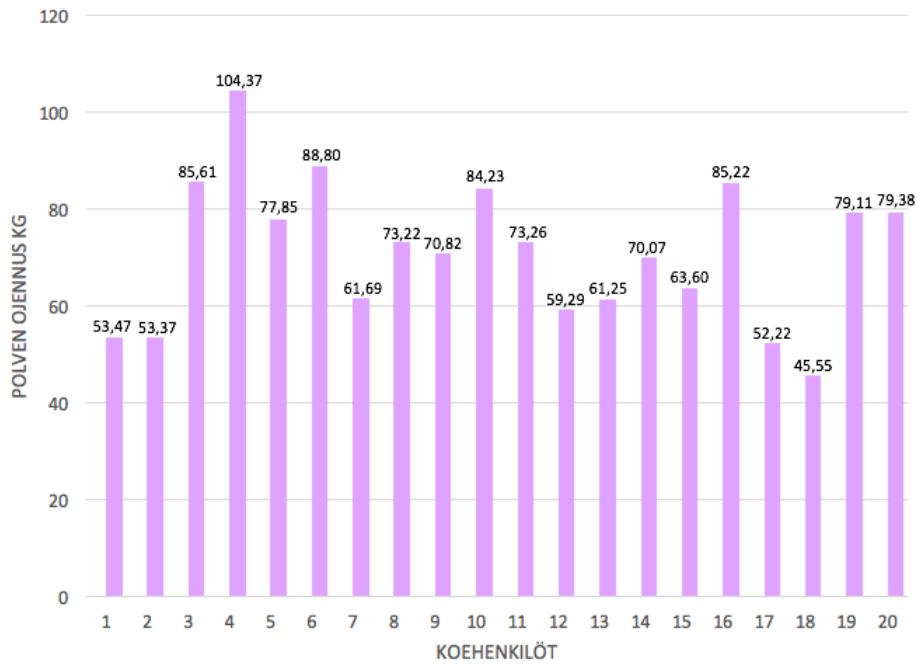
Liite 6/10



Liite 7/10



Liite 8/10



Liite 9/10

KOEHENKILÖ	KEVENNYSHYPPY cm	STAATTINEN HYPPY cm	POLVEN OJENNUS kg	POLVEN KOUKISTUS kg	KYYKKY kg
1.	36,14	35,19	53,47	37,80	140
2.	21,13	20,97	53,37	33,35	70
3.	26,58	27,64	85,61	32,32	100
4.	43,25	45,38	104,37	43,34	160
5.	34,15	30,47	77,84	38,01	175
6.	44,40	37,76	88,80	46,69	140
7.	39,75	36,46	61,69	49,63	140
8.	25,33	21,89	73,22	28,55	90
9.	28,95	31,16	70,82	28,61	85
10.	17,38	17,84	84,23	35,25	105
11.	31,20	28,37	73,26	32,73	95
12.	26,10	30,69	59,29	25,98	70
13.	31,36	31,27	61,25	44,59	130
14.	24,26	23,03	70,07	29,20	95
15.	29,43	27,73	63,60	31,31	80
16.	34,73	35,07	85,22	30,95	140
17.	21,36	19,38	52,22	25,10	90
18.	25,80	22,90	45,55	23,38	70
19.	44,04	41,37	79,11	35,57	155
20.	36,12	38,11	79,38	44,45	140

Liite 10/10

Koehenkilöiden tiedot (N = 20)	Mediaani (jakauma) tai N (%)
Nainen	10 (50%)
Mies	10 (50%)
Ikä	40 (19-50)
Paino	82,4 (64-97,3)