RAMONEDGE®- JA NORMAALIEN LUISTIMEN TERIEN JA TEROITUKSEN VERTAILU SUBMAKSIMAALISEN LUISTELUN LIHASAKTIIVISUUDESSA JA KINEMATIIKASSA

Arto Pesola

Kandidaatintutkielma
Biomekaniikka
Kevät 2011
Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän yliopisto
Työn ohjaaja: Mikko Virmavirta

TIIVISTELMÄ

Pesola, Arto 2011. RamonEdge®- ja normaalien luistimen terien ja teroituksen vertailu submaksimaalisen luistelun lihasaktiivisuudessa ja kinematiikassa. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan kandidaatintutkielma, 54 s.

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, onko normaalien ja RamonEdge® -terien ja teroituksen välillä eroa luistelun potkun kestossa, polvikulmassa, alaraajojen lihasaktiivisuuksissa sekä kiihtyvyydessä submaksimaalisen eteenpäinluistelun aikana. Tutkimukseen osallistui 11 aktiivisesti harjoittelevaa miesjääkiekkoilijaa kaikilta Suomen korkeimmilta aikuisten sarjatasoilta (II-divisioona, Suomi-Sarja, Mestis ja SM-liiga; ikä 24,0 ± 1,7 vuotta, pituus 178,5 ± 4,7 cm, paino 78,8 ± 7,0 kg, painoindeksi 24,6 ± 1,3 kg/m^2).

Tutkimus oli satunnaistettu cross-overtutkimus. Samanlaisia taloudellisuustestejä suoritettiin kullekin koehenkilölle kolme ja testien välillä oli n. 20 minuutin palautus, jonka aikana ajettiin jää. Ensimmäiseksi tehtiin kontrollitesti normaaleilla terillä. Tämän jälkeen sama testi toistettiin kaksi kertaa siten, että puolet koehenkilöistä luisteli toisen testin normaaleilla terillä ja teroituksella ja puolet RamonEdge® -terillä ja -teroituksella. Viimeisessä testissä käytettiin vastaavasti joko normaaleja tai RamonEdge® -teriä siten, että kaikki koehenkilöt suorittivat kaksi testiä normaaleilla terillä ja yhden testin Ramonedge® -terillä. Terien vaihto ja luistinten pukeminen suoritettiin siten, että koehenkilö ei tiennyt mitkä terät hänellä on käytössä.

Nopeudella 6m/s potkusykli kesti RamonEdge® –terillä keskimäärin 9,9% pidempään verrattuna kontrolliteriin (1,76±0,25s ja 1,60±0,20s, $p<0,05$). Normaalien- ja RamonEdge® –terien välinen ero oli lähellä tilastollista merkitsevyyttä keskiarvojen prosentuaalisen eron ollessa 10,6% ($p=0,066$), ja trendi oli kaikilla nopeuksilla saman suuntainen. Ennen potkua mitattu polvikulma oli 5,3% ja 3,8% suurempi RamonEdge® -terillä (139,8±13,2°) verrattuna kontrolli- ja normaaleihin teriin (132,7±12,6° ja 134,7±9,2°, $p<0,05$) nopeudella 5m/s. Samalla nopeudella vastus lateraliksesta mitattu EMG-aktiivisuus oli 27,2% matalampi RamonEdge® -terillä verrattuna kontrolliteriin ($p<0,05$). Resultanttikiihtyvyyden hetkellinen maksimiarvo oli merkitsevästi suurempi kontrolli- ja normaaleilla terillä verrattuna RamonEdge® -teriin kaikilla nopeuksilla luisteltaessa keskiarvojen prosentuaalisen eron ollessa -9,6% – -17,7% ($p<0,05$). Nopeuksilla 6m/s ja 6,5m/s resultanttikiihtyvyyden keskiarvo ja kokonaispinta-ala olivat suuremmat kontrolli- ja normaaleilla terillä verrattuna RamonEdge® -teriin ($p<0,05$).

Johtopäätöksenä voidaan todeta, että RamonEdge® –terillä liuku on parempi, ja tietyn nopeuden ylläpito vaatii luistelijalta vähemmän lihastyötä ja liikettä normaaleihin teriin verrattuna. Pelitilanteessa RamonEdge® –terillä luistelija saavuttaa paremman liu'un ansiosta selkeän edun normaaleilla terillä luistelijaan verrattuna, ja varsinkin pelin edetessä energiankulutuksessa saavutettava säästö voi olla merkittävä.

Avainsanat: jääkiekko, luistelu, terä, teroitus, liuku, taloudellisuus

1 SISÄLTÖ

2 JOHDANTO 5

1 LUISTELUN TEKNIIKKA JA BIOMEKANIIKKA 7

1.1 Luistelun vaiheet 7

1.2 Potkun suunta 8

1.3 Nivelkulmat 12

1.4 Työn määrä potkua kohti, potkufrekvenssi ja teho 14

1.4.1 Erot pelaajien välillä ja muutos nopeuden funktiona 15

1.4.2 Kiihtyvyyden käyttö potkun kuvaamisessa 16

1.5 Luistelun aikainen lihasaktiivisuus 17

2 KITKA TERÄN JA JÄÄN VÄLILLÄ 19

2.1 Miksi jää on liukasta? 19

2.2 Olosuhteiden vaikutus kitkaan 20

2.3 Terän vaikutus kitkaan 21

3 LUISTIMEN TERÄN OMINAISUUDET JA TEROITUS 23

3.1 Terän ominaisuudet 23

3.1.1 Peruskaarevuus ja liukupinta 23

3.1.2 Urasyvyys 25

3.2 Teroitusmenetelmät ja metallin käsittely 26

3.3 Teroitus vaiheittain 27

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, ONGELMAT JA HYPOTEESIT 29

5 MENETELMÄT 30

5.1 Koehenkilöt 30

5.2 Tutkimusasetelma 30

5.3 Mittausten eteneminen 32

5.4 EMG:n mittaus ja analysointi 33

5.5 Kiihtyvyyden mittaus ja analysointi 35
5.6 Polvikulman ja potkusyklin pituuden mittaus ja analysointi 36
5.7 Erot terien välillä 37
5.8 Tilastolliset analyysit 37

6 TULOKSET 39
6.1 Potkusyklin kesto 39
6.2 Polvikulma 39
6.3 EMG-aktiivisuus 40
6.4 Kiihtyvyys 43
6.4.1 Maksimikiihtyvyys 43
6.4.2 Keskiarvokiihtyvyys ja nopeuden muutos 44

7 POHDINTA 46

8 LÄHTEET 51

1 JOHDANTO

NHL-hyökkääjien peliajasta jopa 60%:a on liukua (Bracko 2004). Lisäksi luistelun eri vaiheista suurin osa kuluu liukumiseen kahdella tai yhdellä jalalla (Marino 1983, Pearsall ym. 2000). Liukuminen onkin hyvän luistelutaidon perusta. Hyvän liukutaidon omaava pelaaja pystyy liikkumaan jäällä taloudellisesti, jolloin energiaa säästyy pelitilanteiden voittamiseen (Suomen Jääkiekkoliitto 1987, 41).

Jääkiekossa, kuten monessa muussakin urheilulajissa, suorituskyky ei riipu pelkästään urheilijoiden taitotasosta tai kunnosta, vaan myös heidän käyttämistään välineistä. Yksi jääkiekkoilijan tärkeimmistä välineistä on luistimen terä. Monissa luisteluliikkeissä, kuten kiihdytyksissä ja käännöksissä, terällä pitää olla hyvä pito jäähän. Lisäksi kovan luisteluvauhdin ylläpitäminen vaatii mahdollisimman pienen kitkan terän ja jään välille. (Federolf ym. 2008.)

Terän ja jään kontaktin tärkeydestä huolimatta se ei ole saanut paljon huomiota. Tutkimus on keskittynyt biomekaniikkaan, varusteiden kehittelyyn sekä jääkiekkoilijan suorituskykyyn, mutta olennaisin asia, pelaajan kontakti jäähän, on jäänyt huomiotta. (Lavalee 1979 Morrisonin ym. 2005 mukaan.)

Luistimen teriä teroitettaessa tavoitteena on löytää kompromissi terän purevuuden ja liukuominaisuuksien välille hiomalla terään sopiva urasyvyys, sekä minimoida terän ja jään välinen kitka oikeaoppisella teroituksella saavutettavan tasaisen pinnan avulla. Teroituksen tavoitteena on siis hionnan lisäksi tehdä terän jäätä vasten olevaan osaan väliaineellinen kiillotus. (Rämö 2009a.)

Hionnassa, kuten muussakin lastuavassa työstössä, käytetään lastuamisnestettä lähinnä työkappaleen jäähdyttämiseen, voiteluaineena ja vähentämään kitkaa lastujen, työkappaleen ja hiomalaikan välillä, sekä poistamaan lastuja työstökohdasta. (Uddeholm OY AB 2005.) Luistimen terän teroituksessa voidaan käyttää hiontaväliaineena vahaa kitkan vähentämiseksi. Jos teroitus suoritetaan ilman väliainetta, terän kantit palavat ja puuhun veto katkaisee kantin kärjen, jolloin tuloksena on karkea kärki. Jos taas terään lisätään

väliainetta, esim. vahaa, ja teroitus suoritetaan vahaa käyttäen 2-3 kertaa, saadaan aikaan metallin ominaisuudet (erityisesti sitkeyden) säilyttävä kantti, joka ei katkea vaan taipuu siihen tulevan rasituksen seurauksena. Näin ollen terä pysyy terävänä pidempään. Lisäksi tasaisen pohjan ansiosta kitka pienenee ja luisto on parempi. (Rämö 2009a.)

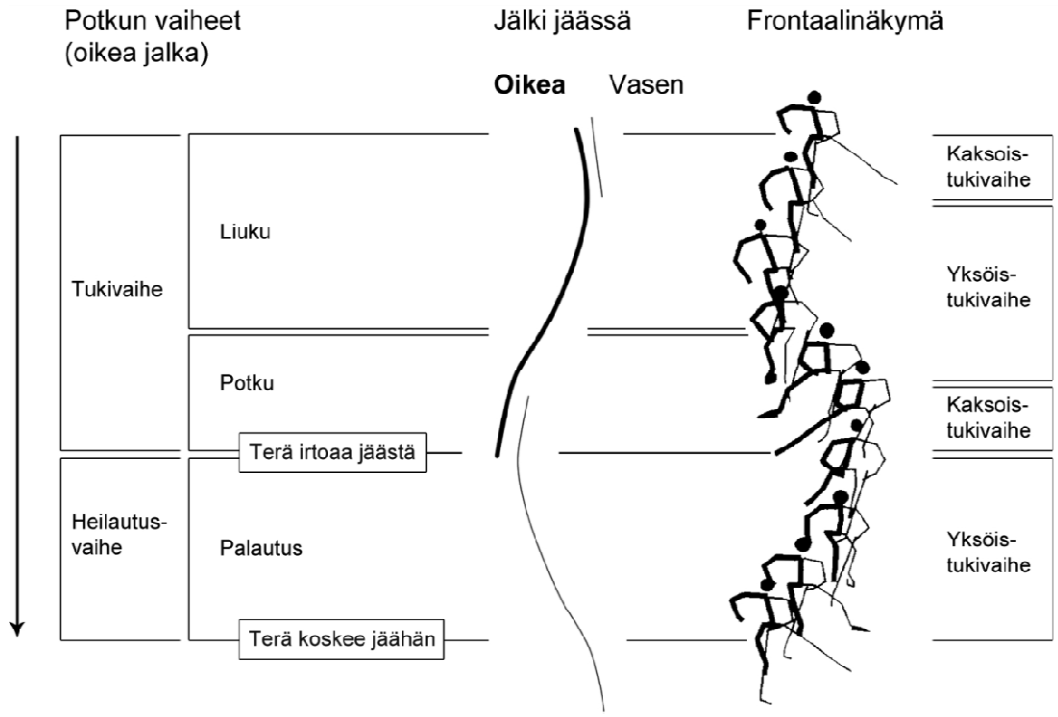
Jääkiekkohuoltajia opetetaan perinteisesti teroittamaan terä kovalla voimalla siten, että teroituksessa syntyy paljon kipinää. Lisäksi väliaineen käyttö on harvinaista. Tämä johtaa teräprofiilin nopeaan katoamiseen, terän pinnan epätasaisuuteen sekä terän kantin nopeaan kulumiseen ja helppoon murtumiseen. (Rämö 2009b.) Teroitusmenetelmissä on siten paljon kehitettävää ja olisi tärkeää, että oikea tieto saataisiin kaikkien huoltajien käyttöön pelaajien suorituskyvyn maksimoimiseksi.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, havaitaanko submaksimaalisen eteenpäinluistelun aikana eroja lihasaktiivisuudessa ja kinematiikassa käytettäessä eri materiaaleista valmistettuja ja eri menetelmällä teroitettuja teriä. Vertailtavina olivat ilman väliainetta teroitetut luistinten alkuperäiset terät (normaali), sekä väliainetta käyttäen teroitetut RamonEdge® -terät (RamonEdge®).

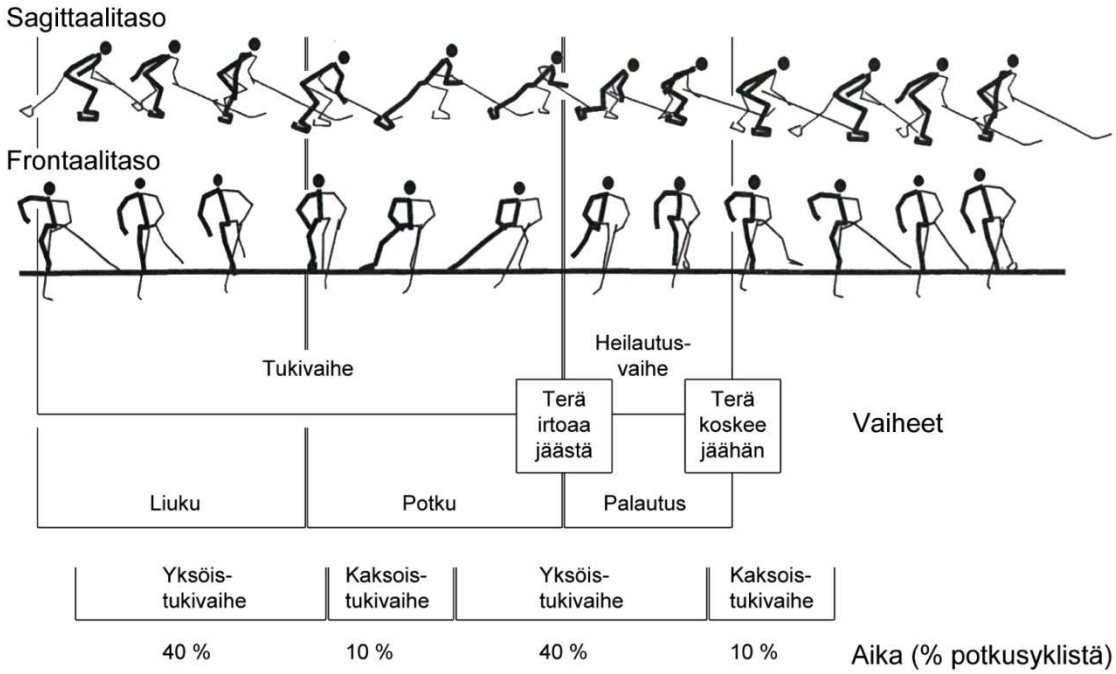
2 LUISTELUN TEKNIIKKA JA BIOMEKANIIKKA

2.1 Luistelun vaiheet

Tasaisella nopeudella luistelu on kaksivaiheista koostuen heilautusvaiheesta ja tukivaiheesta (kuvat 1 ja 2). Tukivaihe voidaan jakaa edelleen yksöis- ja kaksoistukivaiheisiin (18% ja 82% tukivaiheesta). (Marino 1983, Pearsall ym. 2000.) Vaiheiden kesto voi vaihdella huomattavasti sen mukaan kiihdyttääkö, jarrutteleeko vai liukuuko pelaaja. Potku voi tapahtua kummankin tukivaiheen aikana ja se alkaa yleensä yksöistukivaiheen puolivälissä reiden uloskierrolla ja yhtäaikaisella lantion ja polven ojennuksella. Vastakkaisen puolen luistimen koskiessa jäätä potkaisevan puolen polven ojennus, lantion yliojennus ja loitonnus ja nilkan plantaarifleksio tuottavat työnnön. Liukuvaihe alkaa kun palautuva luistin on tuotu jäähän ja potkaiseva luistin on saavuttanut täyden liikelaajuutensa. Liukuvaihe jatkuu niin kauan, että potkaissut luistin on palautunut jäähän ja se alkaa tukea luistelijaa. Yksi suurimmista ongelmista luistelussa on palauttaa potkaissut luistin tarpeeksi nopeasti seuraavan potkun aloittamiseksi. (Pearsal ym. 2000.)



KUVA 1. Eteenpäinluistelun vaiheet (mukaeltu Pearsal ym. 2000).



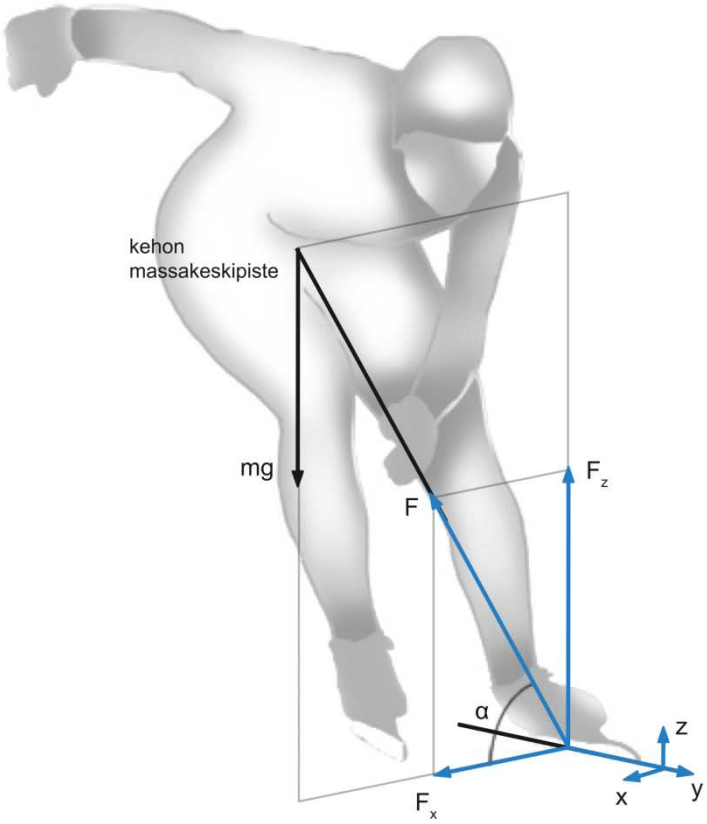
KUVA 2. Eteenpäinluistelun vaiheet (mukaeltu Pearsal ym. 2000).

Luistelua voidaan ajatella syklisenä liikkeiden sarjana, jossa luistelijan vauhti hidastuu yksöistukivaiheen alussa ja kiihtyy kaksoistukivaiheen puolivälissä. Luistelunopeuden kiihtyminen kaksoistukivaiheessa johtuu siitä, että jäähän palatessaan potkaissut luistin muodostaa tukipinnan yhdessä liukuvan luistimen kanssa, jolloin nyt potkaisevana oleva jalka täydentää työntönsä polven ja nilkan ojentumiseen sekä lantion yliojentumiseen. (Alatalo & Lumela 1987, 44.)

2.2 Potkun suunta

Normaalisti liikkeen suuntautuessa eteenpäin tuotetaan työntävä voima taaksepäin. Tämä ei kuitenkaan toimi luistelussa, sillä tällä tekniikalla saavutettu luistelunopeus rajoittuu nopeuteen, jolla potkaiseva jalka liikkuu taaksepäin suhteessa lantioon. Koska keho liikkuu jatkuvasti eteenpäin potkun aikana, mutta potku tapahtuu aina tietyssä kohtaa jäätä, täytyy potkun nopeuden olla aina vähintään yhtä suuri luistelunopeuden kanssa. Oletusten mukaan suurin mahdollinen tällä tekniikalla saavutettava nopeus on 7 m/s. (Gemser ym. 1999.)

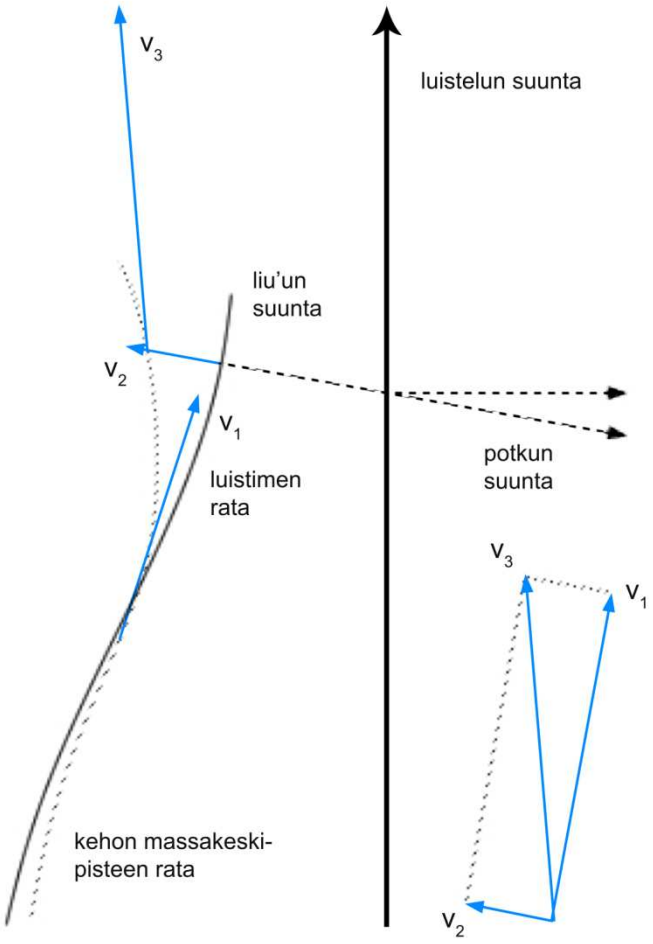
Jään ominaisuuksista johtuen luistelija voi liukua kovaa vauhtia eteenpäin. Tämän ominaisuuden hyödyntämiseksi luistelijat käyttävät liukutekniikka, jossa työntävät liikkeet tehdään luistimen jatkaessa liukua eteenpäin. (Koning ym. 1995.) Koska luistin liukuu eteenpäin, sen on mahdotonta tuottaa työntävää voimaa taaksepäin. Ainoa mahdollinen suunta tehokkaalle työnnölle on suorassa kulmassa suhteessa luistimen liukusuuntaan. (de Koning & van Ingen Schenau 2000.)



KUVA 3. Oikeassa pikaluistelun potkutekniikassa luistin jatkaa liukua työnnön aikana. Täten työntövoima F on tasossa (x-z), joka on suorassa kulmassa luistimen liukusuuntaa (y) vastaan. (Mukaeltu de Koning ym. 1987.)

Luistelijan tuottamalla työntövoimalla (F, kuva 3) on horisontaalinen (F_x) ja vertikaalinen (F_y) komponentti. Näiden komponenttien suuruus riippuu voimavektorin (F) ja horisontaalitason välisestä kulmasta, niin kutsutusta työntökulmasta (α). (de Koning & van Ingen Schenau 2000.) Koska vertikaalinen komponentti on keskimäärin kehon painon suuruinen, vaikuttaa vain horisontaalinen komponentti työntöön. Horisontaalikomponentti aiheuttaa kehon massakeskipisteelle kiihtyvyyden, joka on kohtisuorassa liukuvaan luistimeen nähden (kuva 4). Tästä seuraava sivuttaissuuntainen nopeus (v_2) lisätään liukunopeuteen (v_1), jolloin tuloksena on enemmän tai vähemmän suoraan kulkeva

luistelijan massakeskipisteen resultanttinopeus (v_3). Oikean ja vasemman jalan suorittaessa tällaista liikettä vuorotellen tekee luistelija sinikäyrän muotoista liikettä. (de Koning & van Ingen Schenau 2000, Gemser ym. 1999.)



KUVA 4. Potkun seurauksena kehon massakeskipiste saa nopeuden v_2 suhteessa luistimeen. Yhdessä liukunopeuden v_1 kanssa ne määrittävät kehon massakeskipisteen nopeuden uuden suunnan ja suuruuden v_3. (mukaeltu Gremser ym. 1999.)

Tarkasteltaessa potkua x-z –tasossa kohtisuoraan liukusuuntaa kohti voidaan havaita, että luistelijan tuottaman työntövoiman F potkun kannalta tehokkaan komponentin F_x suuruus riippuu työntökulmasta α. Mitä vertikaalisempi F_p on, sitä pienempi on F_x. Kaikista viimeisen 15 vuoden aikana tutkituista mekaanisista ja teknisistä tekijöistä tämän on havaittu olevan tärkein tekijä suorituskyvyn kannalta. (Gemser ym. 1999.)

Sivuttaissuuntainen potku ei tietenkään tarkoita täysin sivulle suuntautuvaa potkua. Kokeneella luistelijalla liukusuunta on yleensä 9–15° kulmassa radan suuntaan nähden,

jolloin myös potku tapahtuu 9–15° takaviistoon. 9° kulma saavutetaan kovilla nopeuksilla 500 m kisassa ja 15° pidemmillä matkoilla. (Gemser ym. 1999.)

Kehon massakeskipisteen poikkeama suorasta linjasta ja siten sen kulkema matka on sitä suurempi, mitä enemmän työtä tuotetaan yhdellä potkulla ja mitä pienempi on potkutiheys. Koska potkun aikana tuotettu suuri työmäärä on tärkeää pikaluistelussa, voi massakeskipisteen poikkeamaa pienentää vain lyhentämällä liukuvaihetta. Tämä kuitenkin tapahtuu yleensä potkutekniikan kustannuksella. Massakeskipisteen kulkemasta pitkästä matkasta ei kuitenkaan tarvitse huolestua, sillä mittausten mukaan tästä seuraava kitkan kasvu (± 3 %) ei ole mitään verrattuna potkun lyhentämisestä seuraaviin haittoihin. (Gemser ym. 1999.)

Toinen sivuttaissuuntaiseen potkuun liittyvä huono puoli on se, että nilkan plantaarifleksiota pitäisi rajoittaa potkun lopuksi, jotta luistin jatkaa liukua potkun aikana eikä sen kärki raapaise jäätä potkun lopussa. (van Ingen Schenau ym. 1985, Gemser ym. 1999.) Useissa tutkimuksissa on todettu luistimen kärjen uppoutumisen jäähän lisäävän kitkaa ja näin hidastavan luistelijan vauhtia (Boer & Nilsen 1989, van Ingen Schenau ym. 1987, van Ingen Schenau ym. 1996, de Koning ym. 1991). Toisaalta on myös havaittu, että kitkan aiheuttama tehohäviö on pienempi kuin teho, joka voidaan tuottaa potkun saman viimeisen 50 millisekunnin aikana, joka myös tuottaa suuremman kitkan (Houdijk ym. 2000, de Koning ym. 1991). Perinteisillä pikaluistimilla suuri tehohäviö estyy luontaisesti luistinten pitkän terän takia. Tämä johtuu siitä, että luistimen pyörähtäminen ja terän painautuminen jäähän tapahtuu vasta, kun nilkassa vaikuttava nettomomentti ylittää jalkaan vaikuttavien ulkoisten voimien momentin. Pitkän terän, eli suuren vipuvarren, takia ulkoiset voimat vähenevät voimakkaasti ennen kuin terän pyörähtäminen voi alkaa, jolloin kitkavoimakin on jo pieni tässä vaiheessa. Täten pikaluistelussa nykyään käytettävien klap -luistimien etu perinteisiin luistimiin nähden ei johdu vähentyvästä kitkasta, vaan parantuneesta työnnön mekaniikasta ja siitä seuraavasta kasvavasta tehontuotosta. (Houdijk ym. 2001.)

Jääkiekossa tilanne on kuitenkin toinen lyhyemmän terän takia. Jääkiekon luisteluopetuksessa painotetaan potkun saattamista tehokkaasti loppuun nilkka ojentamalla, jolloin terä myös raapaisee jäätä potkun lopuksi. Nilkan ojennuksesta saatavan lisävoiman ja siitä seuraavan terän raapaisun aiheuttaman kitkan suurentumisen välistä erotusta tulisi

tutkia jääkiekkoluistelussa, jotta luisteluopetuksessa ja luistinten suunnittelussa saavutettaisiin optimaalinen tilanne. Pikaluistelussa tapahtuneiden teknisten innovaatioiden kaltaiset muutokset voisivat mahdollistaa suuremman nilkan dorsifleksion ja plantaarifleksion, jolloin potku olisi vahvempi ja nopeus suurempi (Pearsall ym. 2000).

2.3 Nivelkulmat

Suurimmat muutokset nivelkulmissa havaitaan suoran luistelun aikana sagittaalitasossa. Upjohn ym. (2008) tutkivat suoran luistelun aikaisia nivelkulmia kova- ja heikkotasoisilla jääkiekkoilijoilla. Kovatasoisilla jääkiekkoilijoilla oli suurempi lantion fleksio tukivaiheessa, suurempi polven ekstensio ja plantaarifleksio potkun aikana sekä suurempi liikelaajuus polvi- ja nilkkanivelessä. Erityisesti kovatasoisemmat jääkiekkoilijat ylläpitivät syvempää polven fleksiota tukivaiheen aikana pitempään, josta liike jatkui räväkkään polven ekstensioon. Tämä osoittaa tutkijoiden mukaan kovempitasoisten urheilijoiden kykyä siirtää enemmän elastista energiaa potkuvaiheeseen, mikä johtaa suurempaan tehontuottoon potkun lopussa. Frontaalitason tarkastelussa kovatasoisilla pelaajilla havaittiin suurempi polven abduktio sekä tuki- että heilautusvaiheessa. Tutkijat pohtivat, että heikkotasoisempien pelaajien pienempi polven abduktio saattaa johtua suuremmasta sartoriuksen ja vastus medialiksen co-aktivaatiosta polven vakauden lisäämiseksi tukivaiheessa. (Upjohn ym. 2008.) Taulukossa 1 on esitetty luistelun kinemaattisia muuttujia eri tutkimusten perusteella. Ensimmäisen artikkelin arvot ovat tasaisen eteenpäinluistelun ajalta ja kahden viimeisen kiihdytysvaiheesta.

Suuren segmenttien ja nivelten liikelaajuuden tukivaiheessa on havaittu olevan yhteydessä suurempaan potkun pituuteen (McCaw & Hohshizaki 1987) ja suurempaan ekstensionopeuteen ja sitä kautta kovempaan potkun voimantuottoon (de Koning ym. 1995). Segmenttien liikelaajuuksien (Upjohn ym. 2008) ja potkun pituuden (McCaw & Hohshizaki 1987) on havaittu olevan suurempaa kaikissa kolmessa liiketasossa kovempitasoisilla jääkiekkoilijoilla verrattuna heikompitasoisiin jääkiekkoilijoihin. Tämä on yhteydessä kovempitasoisten jääkiekkoilijoiden saavuttamaan suurempaan luistelunopeuteen (Upjohn ym. 2008). Kovatasoisilla pikaluistelijoilla ja jääkiekkoilijoilla on myös havaittu olevan pienempi kulma säären ja jään välillä frontaalitasossa, mikä on

yhteydessä leveämpään potkuun ja suurempaan luistelunopeuteen (de Koning ym. 1995, Upjohn ym. 2008).

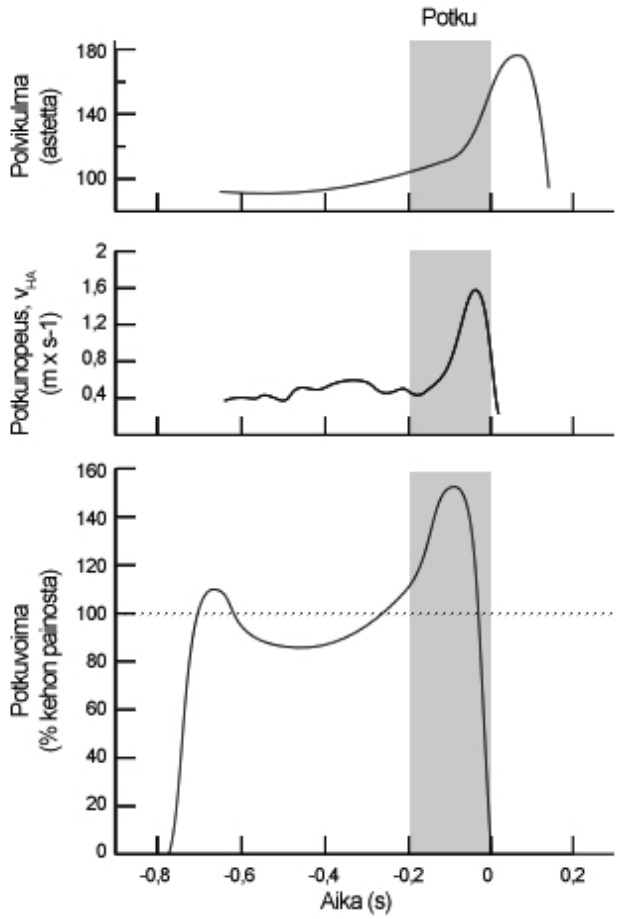
TAULUKKO 1. Alaraajojen liikkeet eteenpäinluistelun aikana eri tutkimusten mukaan. Huom: tutkimukset 2 ja 3 on tehty kiihdytysvaiheesta. ([1]Pearsall ym. (2000), [2] Marino (1983), [3] Purves (2000) (McPhersonin ym. (2004) mukaan).

	Tukivaihe			**Heilautusvaihe**
	Alku (teräkontakti)	**Keskivaihe**	**Loppu (potku)**	
Lantio	45°[1] 94,3 ± 8,7°[3]	100° ja ulkorotaatio[1]	180° ja ulkorotaatio[1] 155,8 ± 9,8°[2] 148,3 ± 7,6°[3]	180°→40° ja sisärotaatio[1]
Polvi	90°[1]	160°[1]	180°[1] 155,2 ± 13,4°[2] 156,9 ± 1,3°[3]	180°→90°[1]
Nilkka	Dorsifleksio ja pronaatio[1]	Neutraali ja pronaatio[1]	Plantaarifleksio ja pronaatio[1] 117,0 ± 1,1°[3]	Dorsifleksio ja supinaatio[1]

Liukuvaiheen aikana polvikulma on lähes muuttumaton, mutta potkun aikana polvikulma kasvaa nopeasti (kuva 5). Lähemmästä tarkastelusta huomataan, että polvi ei ole täysin ojentunut terän irrotessa jäästä. Tämä tapahtuu noin 160° polvikulmalla. Aikainen irtoaminen johtuu siitä, että pikaluistelussa vartalo on pidettävä mahdollisimman horisontaalisessa tasossa ilmanvastuksen pienentämiseksi ja lisäksi perinteisillä luistimilla luisteltaessa plantaarifleksiota pitää rajoittaa, jolloin vartalon ja nilkan rotaation puuttuessa työntö täytyy tehdä pelkästään reiden ja säären rotaatiolla. Tällöin vartalon kiihdytys suhteessa potkaisevaan luistimeen riippuu suurimmaksi osaksi nopeudesta, jolla lantio liikkuu nilkasta poispäin (työntönopeus v_{HA} kuvassa 5). Tämä nopeus saavuttaa huippunsa jo 140° polvikulmalla, kauan ennen polven täyttä ekstensiota. Työntönopeuden saavutettua huippunsa kehon ja vastakkaisen puolen jalan inertia vetää terän jäästä ja työntö loppuu. (de Koning & van Ingen Schenau 2000.)

Pikaluistelun tapaisessa liikkeessä työntövaiheen aikana tapahtuvan segmenttien kierron tarkoitus on kasvattaa kehon massakeskipisteen nopeutta. Kunkin segmentin vaikutus kiihdytyksen suuruuteen riippuu yksinkertaisista geometrisistä muuttujista. (van Ingen Schenau ym. 1987.) Nivelten kulmanopeuden muutos nilkan ja lantion nopeuksien erotukseksi on sitä tehottomampaa, mitä suurempi on polvikulma. Pikaluistelussa on mahdotonta jatkaa lantion kiihdyttämistä suhteessa nilkkaan täyteen ekstensioon asti. Jos

polvi saavuttaa täyden ekstension, nilkan ja lantion välinen nopeusero tippuu nollaan riippumatta polven ekstension nopeudesta. (van Ingen Schenau ym. 1985.)



KUVA 5. Polvikulma, potkunopeus (v_{HA}) ja potkuvoima pikaluistelussa perinteisillä luistimilla luisteltaessa. Tulokset ovat viiden huippuluistelijan keskiarvoja. Potku tapahtuu potkusyklin viimeisen 0,2 sekunnin aikana. (Mukaeltu Gemser ym. 1999.)

2.4 Työn määrä potkua kohti, potkufrekvenssi ja teho

Pikaluistelussa suorituskyky riippuu työn määrän potkua kohti ja potkufrekvenssin välisestä tulosta. (Koning ym. 1987). Lantion, polven ja hieman myös nilkan nivelten ojentaminen tuottavat tietyn työn potkua kohti. Kun potkut suoritetaan tietyssä rytmissä, voidaan potkua kohti tehty työ suhteuttaa aikaan, jolloin puhutaan tehosta. Tehon suuruus riippuu siis potkua kohti tehtävästä työstä ja potkufrekvenssistä. (Gremser ym. 1999.)

2.4.1 Erot pelaajien välillä ja muutos nopeuden funktiona

Työn määrä potkua kohti riippuu luistimen liukusuuntaan nähden kohtisuorassa olevasta potkuvoiman komponentista. Yksilöiden välinen vaihtelu suorituskyvyssä on yhteydessä potkun mekaniikkaan. Parhaat ajat omaavilla pikaluistelijoilla ei ole korkeimpia potkun huippu- tai keskivoimia, vaan ero tulee potkua kohti tehtävästä työstä. Täten parhailla luistelijoilla on räjähtävimmät ja parhaiten suunnatut potkut (pieni työntökulma α). (de Boer ym. 1986, van Ingen Schenau ym. 1985, Koning ym. 1987.) Tämä johtaa jopa 2500 W:n tehoon potkua kohti suhteellisen pienellä huippuvoimalla (120%–150 % kehon painosta) (de Groot ym. 1985).

Huippupikaluistelusta tehdyt tutkimukset ovat osoittaneet, että huippupotkuvoima ja keskipotkuvoima eivät muutu eri nopeuksilla, mutta potkua kohti kuluva aika laskee kovemmilla nopeuksilla, jolloin nopeuden säätely tapahtuu pelkästään potkufrekvenssiä muuttamalla. (Koning ym. 1987, van Ingen Schenau ym. 1985.) McCaw ja Hoshizaki (1987) osoittivat, että kovatasoisilla jääkiekkoilijoilla on korkeampi potkufrekvenssi ja he ovat lyhyemmän aikaa yksöis- ja kaksoistukivaiheissa verrattuna huonomman tason pelaajiin. Kovatasoiset pelaajat myös jarruttivat lantion ja polven ekstensiota kehon massakeskipisteen ollessa tukijalan etupuolella, mitä ei havaittu heikkotasoisemmilla pelaajilla. (McCaw & Hoshizaki 1987.) Upjohnin ym. (2008) mukaan kovatasoiset pelaajat saavuttivat kovemman luistelunopeuden verrattuna heikkotasoisempiin pelaajiin, vaikka heidän potkutiheytensä oli sama. Erona oli kovatasoisempien pelaajien suurempi potkun pituus ja leveys luistelutestissä sekä jalkojen korkeampi voimataso hyppytestien perusteella. (Upjohn ym. 2008.)

Hyvät pikaluistelijat pystyvät tekemään pitkiä potkuja. Potkun pituus ei kuitenkaan kerro mitään jokaisen potkun tuottamasta työstä ja potkutiheydestä. Todellisuudessa potkun pituus onkin tulos työn määrästä potkua kohti, potkutiheydestä ja nopeudesta, eikä toisinpäin. On siis totta, että luistelija, jolla työn määrä potkua kohti on suurin, on yleensä paras, jolloin hänen potkunsa pituuskin on suurin. (Gemser ym. 1999.)

2.4.2 Kiihtyvyyden käyttö potkun kuvaamisessa

Kiihtyvyyttä on käytetty useissa biomekaanisissa tutkimuksissa mm. kävelyn liikepatterien määrittämiseen (Kavanagh & Menz 2008) ja vertikaalihypyn lentoajan määrittämiseen (Quagliarella ym. 2010), sekä epidemiologisissa tutkimuksissa fyysisen aktiivisuuden mittaamiseen kehon massakeskipisteen värähtelyn perusteella (Healy et al. 2008). Lisäksi kiihtyvyyttä on mahdollista käyttää liikkeen tehon määrittämiseen (Thompson & Bemben 1999).

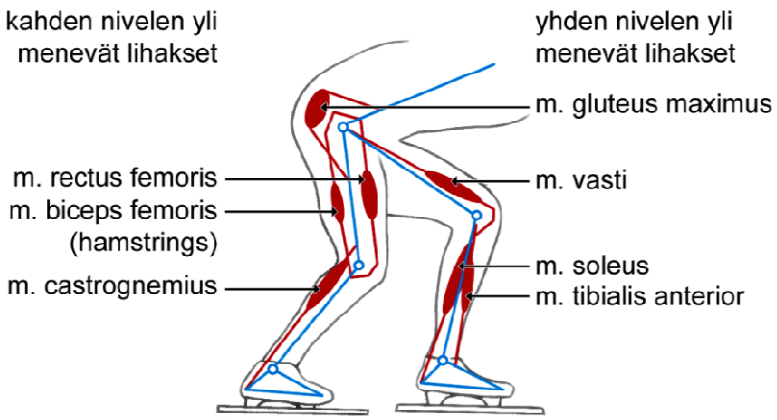
Kävelytutkimuksissa kiihtyvyysanturidataa on käytetty ulkoisen työn ja kävelyn rytmisyyden arvioimiseen, raajojen segmenttien nopeuksien määrittämiseen, kehon iskunvaimennusominaisuuksien arvioimiseen, tai kantapääkontaktin erottamiseen ja sitä kautta askeltiheyden ja –pituuden sekä kävelynopeuden määrittämiseen. Eri muuttujia on verrattu normaalin ja patologisen askeleen erottamiseksi, ikämuutosten määrittämiseksi, sekä käytetty kaatumisten tunnistamiseen ja hermo-lihasjärjestelmän toiminnallisen sähköstimulaation kytkimenä patologisissa tiloissa. (Kavanagh & Menz 2008.)

Liikeen suuntaa ei saada tietää kiihtyvyysdatasta, joten analyysi on helpointa tehdä syklisestä suorasta liikkeestä tasaisen nopeuden ajalta. Teoriassa tällaisen liikkeen positiivinen ja negatiivinen kiihtyvyys ovat yhtä suuria, ja keskiarvokiihtyvyys on nolla (tai -1 g vertikaaliseen suuntaan). Useat kävelytutkimukset ovat RMS-muuntaneet datan, jolloin kiihtyvyys kuvaa datan hajontaa suhteessa nollatasoon. Myös maksimi- ja minimiarvojen suora analysointi, ja teho-tiheys –spektrin ominaisuudet ovat käytettyjä, sillä ne minimoivat raakadatan epälineaarisuuksia tai epätasaisuuksia. (Kavanagh & Menz 2008.)

Kiihtyvyysanturi mittaa hetkellistä kiihtyvyyttä liikkeen aikana. Kun liikutettavan kappaleen massa tiedetään, saadaan tietää liikkeen tuottava voima *F* ($F = m \times a$). Kun ajan suhteen muuttuva kiihtyvyys integroidaan, saadaan selville nopeus, josta voidaan laskea liikkeen teho *P* ($P = \int_A^B F\, dv = F \times v$). (Thompson & Bemben 1999.)

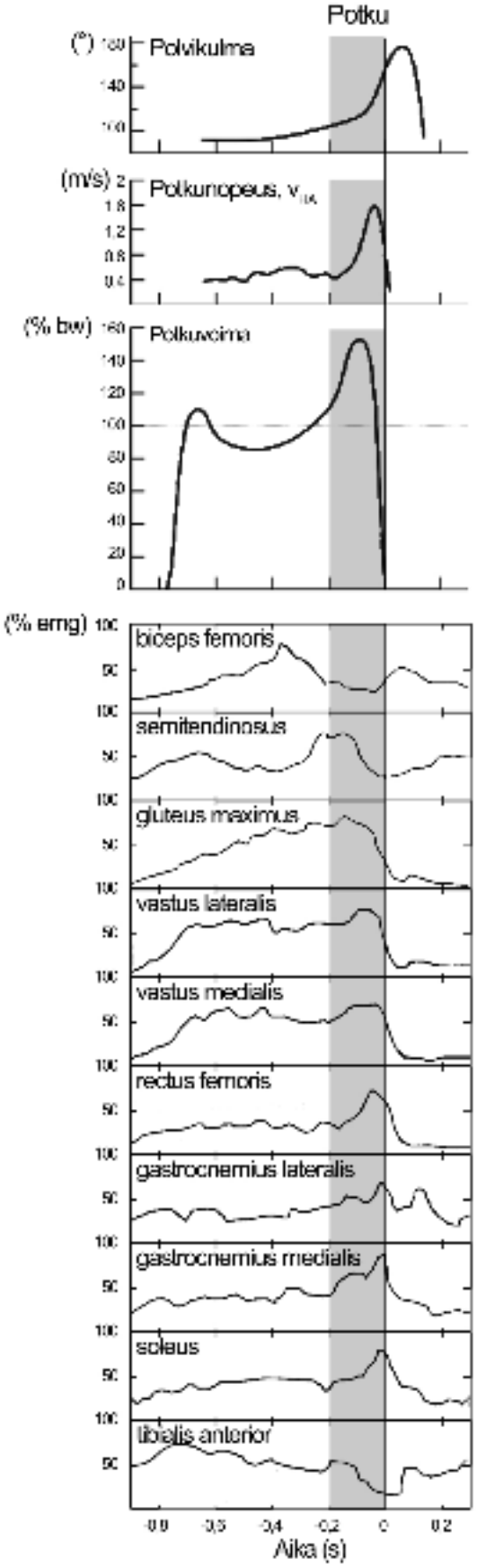
2.5 Luistelun aikainen lihasaktiivisuus

Luistelussa käytettävät tärkeimmät lihakset on esitetty kuvassa 6. Tärkeitä yhden nivelen yli meneviä lihaksia ovat pakaralihakset (erityisesti gluteus maximus), jotka ojentavat lantiota, etureiden vasti –lihasryhmä, joka ojentaa polvea, pohkeen soleus, joka ojentaa nilkkaa, sekä säären tibialis anterior, joka koukistaa nilkkaa. Tärkeitä kahden nivelen yli meneviä lihaksia ovat takareiden hamstring-lihasryhmä, etureiden rectus femoris sekä pohkeen gastrocnemius. Näiden lihasten toiminta vaikuttaa siis kahteen eri niveleen. Esimerkiksi hamstring-lihasryhmä voi ojentaa lantiota ja samaan aikaan koukistaa polvea. Koska lihas voi vain joko pidentyä tai lyhentyä, tapahtuvat nämä toiminnot aina yhtä aikaa. (Gemser ym. 1999.)



KUVA 6. Luistelussa käytettävät tärkeimmät lihakset. Kahden nivelen yli menevillä lihaksilla on vaikutusta usean segmentin toimintaan. (Mukaeltu Gemser ym. 1999.)

Luistelupotku alkaa lantionivelestä ja jatkuu välittömästi polven ojentumiseen. Lihasaktiivisuudesta nähdään, että lantion ja polven ojentumisen alkaminen eri aikaan johtuu hamstring-lihasryhmästä, joka vastustaa polven ojentumista potkusyklin alkuvaiheessa. Alussa gluteus maximus ja hamstring-lihakset toimivat yhteistyössä vartalon kiihdyttämiseksi. Vain vähän ennen potkuvaiheen loppua hamstring-lihakset rentoutuvat hieman ja rectus femoriksen aktiivisuus kasvaa voimakkaasti, mikä mahdollistaa polven ojentumisen. Antagonistien aktiivisuuden takia polven ojentajat voivat saavuttaa kovan esijännityksen, mikä mahdollistaa räjähtävän ojentumisen ja korkean voimantuoton. Polven ojennuksen saavuttaessa huippunopeuden on potkuvoima jo heikentynyt. Suurin vaikutus saadaan siis polven ojennuksen alkuvaiheessa, mikä kuvaa hyvin polven ojennukselta vaadittavaa räjähtävyyttä. (Gemser ym 1999.)

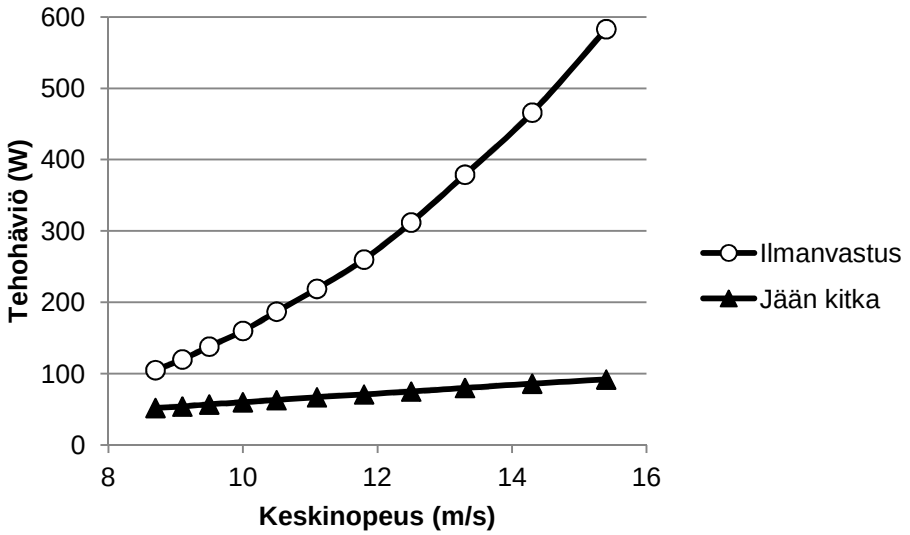


KUVA 7. Polvikulma, potkunopeus (v_{HA}), potkuvoima ja kymmenestä luisteluun osallistuvasta lihaksesta mitattu lihasaktiivisuus. Tulokset ovat viiden perinteisillä luistimilla luistelevan huippupikaluistelijan keskiarvoja. Potku tapahtuu potkusyklin viimeisen 0,2 sekunnin aikana. (Mukaeltu Gemser ym. 1999.)

Yhden nivelen yli menevät lantion ja polven ojentajat tuottavat siis pääasiassa potkuun vaadittavan työn, kun taas kahden nivelen ylittävät m. rectus femoris ja hamstring-lihakset säätelevät lantion ja polven ojennuksen ajoitusta. Säären ja pohkeen lihakset ovat aktiivisia säädellessään tasapainoa eteen-taakse –suunnassa, eivätkä ne juurikaan vaikuta potkutyöhän pikaluistelussa perinteisillä luistimilla luisteltaessa. (Gemser ym. 1999.) Jääkiekkoluistelussa opetetaan suorittamaan räjähtävä nilkan ojennus potkun lopuksi, mikä luultavasti vaikuttaa jääkiekkoluistelusta mitattaviin pohkeen ja säären lihasten aktiivisuuksiin.

3 Kitka terän ja jään välillä

Luistelijan tuottama teho kuluu ilmanvastuksen ja kitkan voittamiseen sekä kineettisen energian kasvattamiseen. Kun luistelija luistelee tasaisella nopeudella kineettinen energia ei muutu, joten tuotettu teho vastaa kitkan ja ilmanvastuksen voittamiseksi tarvittavaa tehoa. (de Koning & van Ingen Schenau 2000.) Edellisissä kappaleissa käytiin läpi optimaalista tehon tuottamista, ja tämän kappaleen tarkoituksena on selvittää yhtälön toisen puolen, luistelijaa vastustavien voimien ja niistä lähinnä luistimen terän ja jään välisen kitkan, tärkeyttä suorituskyvyn kannalta. Kuvassa 8 on esitetty ilmanvastuksen ja jään kitkan aiheuttama tehohäviö.



KUVA 8. Tehohäviöt ilman ja jään aiheuttamaan kitkaan nopeuden funktiona 75 kg painoisella ja 180 cm pitkällä pikaluistelijalla hyvissä olosuhteissa. Nopeuden kasvaessa ilmanvastuksen suhteellinen vaikutus suurenee. (Mukaeltu Gemser ym. 1999.)

3.1 Miksi jää on liukasta?

Jään liukkautta on tutkittu jo kauan. Vuonna 1859 Michael Faraday osoitti, että jään pinnalla oleva ohut vesikerros tekee siitä liukasta (Gemser ym. 1999, Rosenberg 2005). Vanhimman teorian mukaan jäähän kohdistuva paine alentaa jään sulamispistettä, mikä johtaa liukasteena toimivan ohuen vesikerroksen syntymiseen ja kitkan pienenemiseen jään ja terän välillä. Terän alla oleva paine on noin 16,5 MPa, mikä alentaa jään sula-

mislämpötilaa 1,1° C. Teorian mukaan alle -1,1° C kylmän jään kitka ei siis pienenisi luistellessa, mikä ei tietenkään pidä paikkaansa. (Gemser ym. 1999.) Pisimpään voimassa olleen teorian mukaan vesikerros syntyy kitkan aiheuttaman kuumenemisen seurauksena (Bowden & Hughes 1939, Evans ym. 1976). Kitkan seurauksena syntyvä lämpö johtuu kuitenkin monta kertaa paremmin terämetalliin kuin jäähän, jolloin vain vähän energiaa jää sulattamaan jäätä. Mittaukset ovat osoittaneet, että jään lämpötila nousee vain asteen kymmenesosia, joten tämäkään teoria ei tarjoa oikeaa selitystä jään pienelle kitkalle. (Gemser ym. 1999.) Molemmilla teoriat pitävät paikkaansa, mutta niiden rooli riippuu lämpötilasta. Luisteluun sopivissa lämpötiloissa näiden mekanismien merkitys on kuitenkin olematon. (Rosenberg 2005.)

Viime vuosina tutkimusmenetelmät ovat kehittyneet paljon ja tietämys jään ominaisuuksista on lisääntynyt, mikä on johtanut kolmannen teorian syntyyn. Tutkimusten mukaan jään pintakerrosten rakenne eroaa jäämassan rakenteesta johtuen epäsymmetrisestä ympäristöstä jään pinnalla. Suuremman pintalämpötilan takia pinnalla olevat molekyylit värähtelevät suuremmalla amplitudilla verrattuna syvempiin molekyyleihin, mistä seuraa liukastavan vesikerroksen syntyminen jään pinnalle. (Gemser ym. 1999, Rosenberg 2005.)

3.2 Olosuhteiden vaikutus kitkaan

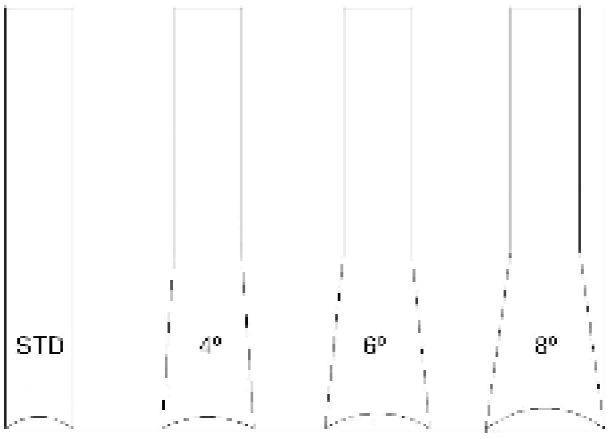
Tutkimuksissa on osoitettu liukastavan vesikerroksen olevan noin 50 molekyylin paksuinen sulamispisteessä. Lämpötilan laskiessa kerroksen paksuus pienenee, joten jään pitäisi olla sulamispisteessä liukkaimmillaan. Kuitenkin on yleisesti tiedossa, että jäästä tulee pehmeämpää lämpötilan noustessa 0° C:een, jolloin terä uppoaa syvemmälle jäähän ja kitka kasvaa. (Gemser ym. 1999.) Koning ym. (1992) tutkivat lämpötilan vaikutusta kitkakertoimeen pikaluistelussa. Tutkijoiden mukaan jään kitkakerroin lämpötilan funktiona muodostaa U-muotoisen käyrän, minkä perusteella optimaalinen jään lämpötila pikaluistelussa on -7° C. Kitkakerroin vaihteli 0,003:n ja 0,007:n välillä riippuen lämpötilasta, käytetystä jäädytysmenetelmästä, käytetystä vedestä ja jäädyttäjän ammattitaidosta (usein salaisuuksia). (Koning ym. 1992.) Taitoluistelussa tulee olla pehmeä ja hidas jää hyppyjen ja alastulojen takia, jolloin optimaalinen jään lämpötila on -5,5° C.

Jääkiekossa nopea ja kova jää helpottaa luistelua ja kiekonkäsittelyä, ja optimaalinen jään lämpötila on -9° C. (Rosenberg 2005.)

Federolf ym. (2008) tutkivat luistimen terän ja jään välistä kitkaa liukuvalla kelkalla. Tutkijat havaitsivat, että suurempi kuorma laski kitkaa terän ja jään välillä. Selityksenä tähän oli tutkijoiden mukaan suuremman kuorman ja paineen aiheuttama terän ja jään lämpeneminen, mikä johti nopeampaan vesikerroksen muodostumiseen. Täten raskaammilla luistelijoilla pitäisi olla hieman pienempi kitka verrattuna kevyempiin luistelijoihin. (Federolf ym. 2008.)

3.3 Terän vaikutus kitkaan

Yleisesti luullaan, että kapeampi terä tuottaa vähemmän kitkaa terän ja jään välille. Pikaluistelussa käytetään 1,1–1,4 mm leveitä teriä, mutta jääkiekossa terät ovat leveämmät nopeiden käännösten, jarrutusten ym. hyvää tasapainoa vaativien liikkeiden takia. Normaalisti terän leveys jääkiekkoluistimissa on 3,2 mm. (Federolf ym. 2008.) Federolf ym. (2008.) havaitsivat vastoin yleistä olettamusta, että leveämpi terä tuotti pienemmän kitkakertoimen terän ja jään välille (13 %, 21 % ja 22 % teräkulmilla 4°, 6° ja 8°, kuva 9). Tutkijat kuitenkin olettivat, että jääkiekossa tarvittavien nopeiden ja räjähtävien liikkeiden takia pienentyneellä kitkakertoimella on olematon vaikutus suorituskykyyn. Tutkijoiden laskujen mukaan liu'uttaessa nopeudella 5 m x s^{-1} kitkakertoimen laskeminen 0,01:stä 0,009:ään aiheuttaa 5 m:n matkalla 0,005 m x s^{-1} parannuksen nopeudessa ja 0,001 s laskun ajassa, mikä heidän mukaansa tuskin vaikuttaa ratkaisevasti suorituskykyyn. (Federolf ym. 2008).



KUVA 9. Leveämpi terä tuotti pienemmän kitkakertoimen kelkkatestissä. Terän patentin omistaa CT Edge Skate Design Inc. (Vancouver, Canada) (mukaeltu Federolf ym. 2008).

Hillman ja Eldridge (2003) tutkivat kahden eri peruskaarevuuden (2,74 m ja 3,0 m) ja kahden eri urasyvyyden (koehenkilöiden vanha urasyvyys ja 3,2 mm suurempi urasyvyys) vaikutuksia pelinomaisen tilanteen ja yhden kaukalokierroksen luistelun aikaiseen nopeuteen, ketteryyteen ja laktaattitasoon. Teräprofiili ei vaikuttanut muuttujiin, mutta pienemmällä urasyvyydellä (suurempi uran säde) luisteltaessa koehenkilöiden laktaattitasot olivat merkitsevästi matalammat verrattuna suurempaan urasyvyyteen. Sen sijaan Morrison ym. (2005) eivät löytäneet yhteyttä urasyvyyden (6,4 mm, 12,7 mm ja 19,1 mm) ja hapenkulutuksen välille submaksimaalisessa eteenpäinluistelussa luistelumatolla yliopistotason naisjääkiekkoilijoilla (Morrison ym. 2005). Seuraavassa kappaleessa käsitellään tarkemmin terän ominaisuuksia, niiden dokumentointia sekä terien muokkaamista teroituksella.

4 LUISTIMEN TERÄN OMINAISUUDET JA TEROITUS

Jääkiekossa, kuten monessa muussakin urheilulajissa, suorituskyky ei riipu pelkästään urheilijoiden taitotasosta tai kunnosta, vaan myös heidän käyttämistään välineistä. Yksi jääkiekkoilijan tärkeimmistä välineistä on luistimen terä. Monissa luisteluliikkeissä, kuten kiihdytyksissä ja käännöksissä, terällä pitää olla hyvä pito jäähän. Lisäksi kovan luisteluvauhdin ylläpitäminen vaatii mahdollisimman pienen kitkan terän ja jään välille. (Federolf ym. 2008.)

Terän ja jään kontaktin tärkeydestä huolimatta se ei ole saanut paljon huomiota. Tutkimus on keskittynyt biomekaniikkaan, varusteiden kehittelyyn sekä jääkiekkoilijan suorituskykyyn, mutta olennaisin asia, pelaajan kontakti jäähän, on jäänyt huomiotta. (Lavalee 1979 Morrisonin ym. 2005 mukaan.)

4.1 Terän ominaisuudet

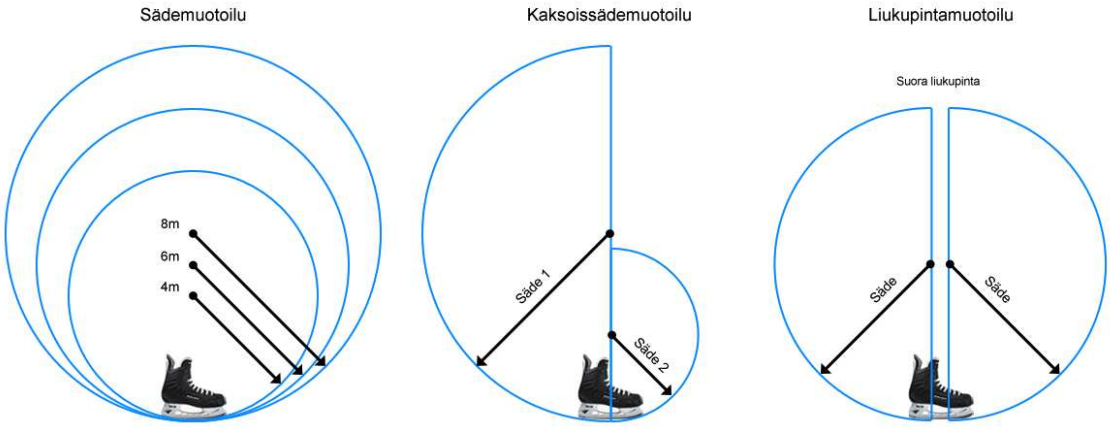
Terällä on tiettyjä ominaisuuksia, joihin pitää kiinnittää huomiota terää muotoiltaessa ja teroitettaessa. Näitä ovat peruskaarevuus (usein teräprofiili), liukupinta, urasyvyys, puremakulma, terän tasaisuus, tasapaino ja muodon sijainti (Lavalee 1979 ja Broadbent 1983a, 1983b ja 1988 Morrisonin 2005 mukaan, Rämö 2009a).

4.1.1 Peruskaarevuus ja liukupinta

Sädemuotoilussa terässä jokainen kohta on samanlainen, jolloin terä on täynnä peräkkäin olevia liukupintoja ja terä tuntuu samanlaiselta joka kohdasta (kuva 10). Tällöin paine terän ja jään välillä pysyy samanlaisena tai lähes samanlaisena joka kohdassa painopisteestä riippumatta, jolloin terä käyttäytyy aina ennakoidulla tavalla. (Hänninen 2009.) Sädemuotoilua käytettäessä nopeat ja pienessä tilassa tapahtuvat käännökset ovat helpompia. Kaksoissäde mahdollistaa terän etu- ja takaosan tehokkaan käyttämisen (kuva 10). Pieni säde edessä auttaa kiihdytysvaiheessa ja suurempi säde takana mahdollis-

taa tehokkaan luistelun sekä tasapainon säilyttämisen. (Prosharpin internetsivusto 2009, viitattu 23.11.2009.)

Liukupintamuotoilussa terä on liukupinnassa samanlainen, mutta liukupinnan etu- ja takaosassa muoto muuttuu suorasta kaarevaan (kuva 10). Tämä aiheuttaa ongelmia etenkin liukupinnan etuosassa, jossa painopisteen siirtyessä muutoskohtaan siihen syntyy erittäin kova paine ja luistimen hallinta kovassa vauhdissa on mahdotonta. Liukupintamuotoilun etuna on terän hyvä liuku painon ollessa täydellisesti liukupinnan päällä. Mikäli painopiste on vain osittain liukupinnan päällä heikkenevät liukuominaisuudet. (Hänninen 2009.)



KUVA 10. Vaihtoehdot terän peruskaarevuuden muotoilemiseen (mukaeltu Hänninen 2009).

TAULUKKO 2. Terän kontaktipituus jäähän, 0,1 mm:n uppoamalla (mukaeltu Rämö 2009a).

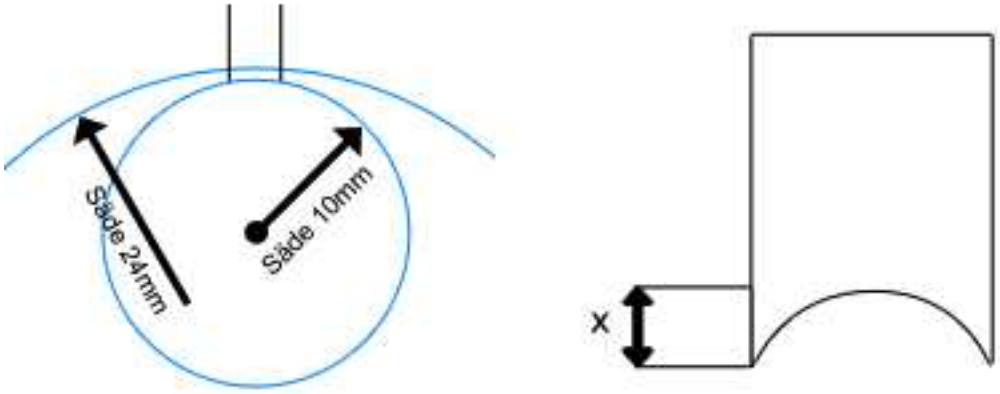
Säde (mm)	**Terä jäässä (mm)**
2800	47
4300	59
4500	60
4700	61
6000	69

TAULUKKO 3. Eri peruskaarevuuksien vaikutuksia luisteluun (mukaeltu Rämö 2009a).

Kenttäpelaajat	Säde (m)	Maalivahdit	Säde (m)
Uudet muotoilemattomat	2,2		
Kevyt kääntyä, raskas pitää vauhtia	3,9	Kevyt pyöriä	4,3
Peruskaarevuus	4,3	Tasapainoinen	8
Tasapainoinen, huono kääntyvyys	4,7	Tukeva, raskas	12
Nopea, raskas kiihdyttää	7		

4.1.2 Urasyvyys

Urasyvyys määritellään ympyrän säteenä tai uran syvyytenä (kuva 11). Urasyvyyttä säädellään hiomalaikan muotoilulla. (Rämö 2009a, Prosharpin internetsivusto 2009, viitattu 23.11.2009.)



KUVA 11. Urasyvyys voidaan ilmoittaa ympyrän säteenä (mm) tai uran syvyytenä (”). Mitä pienempi säde ja suurempi urasyvyys ovat, sitä suurempi on puremakulma. (Mukaeltu Rämö 2009a.)

Syvä ura antaa paremman pidon, koska terä uppoaa syvemmälle jäähän jyrkän puremakulman ansiosta. Liukuominaisuudet eivät kuitenkaan ole yhtä hyvät syvällä uralla verrattuna matalaan uraan. Syvä ura sopii aggressiivisen luistelutyylin omaavalle pelaajalle tai pelaajalle, joka on erikoistunut kaksinkamppailupelaamiseen. Matala ura mahdollistaa taas paremman liu’un ja nopeammat käännökset, koska terä ei uppoa niin syvälle jäähän. (Prosharpin internetsivusto 2009, viitattu 23.11.2009.)

4.2 Teroitusmenetelmät ja metallin käsittely

Luistimen teroitus on terän mekaanista hiontaa (lastuavaa työstöä). Hionta on lastuava työstömenetelmä, jossa lastuavat särmät muodostuvat hiomarakeista. Hioma-aineet sijaitsevat teroituslaikassa epäsäännöllisesti, eli lastuavia särmiä on runsaasti, mistä syystä hionnassa tapahtuu leikkaamista, kyntämistä ja liukumista. Lastut ovat erittäin pieniä eli lastuavien särmien lastuamissyvyys on erittäin pieni. (Uddeholm OY AB 2005.) Teroituksessa irtoavan lastun koko ja siten hionnan tulos riippuu osittain voimasta, jolla terää painetaan laikkaa vasten. Kovalla voimalla irtoaa isoja lastuja ja pinnasta tulee epätasainen. (Rämö 2009a.)

Hionnassa, kuten muussakin lastuavassa työstössä, käytetään lastuamisnestettä lähinnä työkappaleen jäähdyttämiseen, voiteluaineena ja vähentämään kitkaa lastujen, työkappaleen ja hiomalaikan välillä, sekä poistamaan lastuja työstökohdasta. (Uddeholm OY AB 2005.) Luistimen terän teroituksessa lastuamisnesteen käyttö ei ole käytännöllistä, joten kitkan vähentämiseksi voidaan käyttää vahaa hiontaväliaineena (Rämö 2009a).

Ennen teroitusta laikka oikaistaan, jotta laikkaan saadaan vaadittu profiili ja varmistutaan sen keskeisyydestä. Teroitus on hiovan pinnan huoltamista siten, että leikkaavista särmistä saadaan terävät. Teroitukseen käytettävien laikkojen muotoiluun käytettävien timanttien laatu ja kunto vaikuttavat selvästi laikan muotoiluun ja siten myös teroitusjälkeen. (Uddeholm OY AB 2005.)

Mekaanisessa kiillotuksessa kiillotus tapahtuu plastiseen deformaatioon perustuen. Periaatteena on, että kappaleesta ei irtoa materiaalia vaan harjanteet ja kuopat tasoittavat toisiaan. Kiillotuksessa, joka on usein hiontaa seuraava työvaihe, ei poisteta enää ainetta, vaan tasoitetaan pinnan epätasaisuudet, naarmut ja kolot plastisen muodonmuutoksen, ”virtauksen” avulla. (Mahiout 1994.) Normaalin teroituksen viimeistelyvaihe on yleensä hionnan puolella tai korkeintaan hionnan ja kiillotuksen puolivälissä (Rämö 2009a).

Puhdas mekaaninen kiillotus tapahtuu käyttämällä erilaisia laikkoja ja kiillotusaineita. Periaatteena on, että laikkoihin saatetaan kiillotusainetta ja niillä sitten ”työstetään”

kappaleen pintaa pyörivällä liikkeellä. Tapahtuma muistuttaa hiontaa esimerkiksi tasohiomakoneella, mutta tarkoituksena on, että telat kiillotusaineineen eivät lastua kappaleen pintaa vaan ainoastaan muokkaavat sitä. Tämän muovautumisen seurauksena saattaa pinnan lämpötila nousta paikallisesti jopa 50 – 100 °C:een. Tästä puolestaan seuraa metallin rekristallisoituminen. Kiillotetun pinnan kovuus on suurempi kuin alkuperäisen pinnan, kovettuneen kerroksen paksuus on noin 10 µm. (Aromäki 1980.) Edellä kuvattu kiillotus on siis väliaineellisen luistimen teroituksen tavoiteltu tulos. Väliaineellisella teroitusmenetelmällä teroitusjäljen viimeistelyssä ei enää kipinöitä synny, eli kaikki liike-energia mikä laikasta terään välittyy, kohdistuu suoraan pinnan tasoittamiseen eikä pinnan rikkomiseen materiaalin poistomielessä. (Rämö 2009a.)

Teroituksen tavoitteena on siis hionnan lisäksi tehdä terän jäätä vasten olevaan osaan väliaineellinen kiillotus. Teroituksessa ilman väliainetta terän kantit palavat ja puuhun veto katkaisee kantin kärjen, jolloin tuloksena on karkea kärki. Kun puuhun vedon ja jäysteenpoiston jälkeen terään lisätään väliainetta, esim. vahaa ja teroitus suoritetaan vahaa käyttäen 2-3 kertaa, saadaan aikaan metallin ominaisuudet (erityisesti sitkeyden) säilyttävä kantti, joka ei katkea vaan taipuu siihen tulevan rasituksen seurauksena. Näin ollen terä pysyy terävänä pidempään. Lisäksi tasaisen pohjan ansiosta kitka pienenee ja luisto on parempi. (Rämö 2009a.)

Jääkiekkohuoltajia opetetaan teroittamaan terä kovalla voimalla siten, että teroituksessa syntyy paljon kipinää. Lisäksi väliaineen käyttö on harvinaista. Tämä johtaa teräprofiilin nopeaan katoamiseen, terän pinnan epätasaisuuteen sekä terän kantin nopeaan kulumiseen ja helppoon murtumiseen. (Rämö 2009b.) Teroitusmenetelmissä on siten paljon kehitettävää ja olisi tärkeää, että oikea tieto saataisiin kaikkien huoltajien käyttöön pelaajien suorituskyvyn maksimoimiseksi.

4.3 Teroitus vaiheittain

Seuraavassa on listattu oikeaoppisen teroituksen suorittaminen vaiheittain (Rämö 2009a):

- Tarkasta niitit ja ”terän banaanimaisuus”

- Muotoile laikka haluttuun uransyvyyteen rauhallisin liikkein ja pienellä kerta-poistolla
- Tarkasta terän paksuus ja säädä kone
- Teroita myötähiontana, eli laikan pyörimissuuntaan
- Tarkasta ensivedon kipinäviivasta terän suoruus suhteessa laikkaan, tästä näkee heti karkean teroitusvirheen
- Kipinäsuihkun ja teroitusäänen tulisi olla mahdollisimman vähäiset. Jos näin ei ole, tarkasta timantti ja suorita timantointi
- Tarkasta visuaalisesti, milloin kantit ovat ehjät
- Poista kanttikivellä jäyste ja vedä uran harjat puuhun tai kupariin, jolloin palanut metalli lähtee pois
- Tarkasta uraviivaimella uran tasaharjaisuus 2-3 kohdasta molemmin päin
- Säädä konetta tarvittaessa
- Laita terään hiontaväliaine ja teroita kevyesti, hitaalla ja tasaisella liikkeellä 2-3 kertaa aina väliainetta lisäten
- Pese väliaine pois → ei jäänteitä
- Hio jäyste varovasti pois
- Pese ja pyyhi terä puhtaalla liinalla
- Tarkasta teroitusjälki ja kanttien eheys
- Älä laita teroitettua kohtaa lattiaa vasten tai likaiselle alustalle (huom. kävely luistimet jalassa likaisella alustalla)

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, ONGELMAT JA HYPOTEESIT

Tutkimuksen tarkoituksena oli vertailla normaaleja ja RamonEdge® -teriä ja teroitusta submaksimaalisen eteenpäinluistelun lihasaktiivisuudessa ja kinematiikassa.

Tutkimusongelmat:

Onko normaalien ja RamonEdge® -terien välillä eroa potkusyklin kestossa, potku- ja palautusvaiheen sekä liukuvaiheen aikaisessa polvikulmassa, lihasaktiivisuudessa, ja resultanttikiihtyvyydessä submaksimaalisen eteenpäinluistelun aikana?

Tutkimuksen hypoteesit:

Potkusyklin kesto on pidempi RamonEdge® -terillä luisteltaessa verrattuna normaaleihin teriin pienemmän jään ja terän välisen kitkan ansiosta. Polvikulma on suurempi molemmissa vaiheissa RamonEdge® -terillä, koska terän liukuessa paremmin pelaajan ei tarvitse suorittaa yhtä suurta liikettä jään suunnassa tehokkaan potkun aikaansaamiseksi, vaan pystysuuntaisempikin potku riittää vauhdin ylläpitämiseksi. Lihasaktiivisuudet ja resultanttikiihtyvyys laskevat samalla perusteella.

6 MENETELMÄT

Tämä tutkimus oli osa laajempaa kokonaisuutta, jossa verrattiin teriä myös submaksimaalisen luistelun hapenkulutuksessa, sykkeessä ja laktaatissa, sekä saavutettavassa maksiminopeudessa (Martinmäki 2010). Lisäksi luistelutestien jälkeen tehtiin polkupyöräergometritesti (Eklund, valmisteilla). Vain tässä tutkimuksessa käytetyt menetelmät on raportoitu alla.

6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 11 jääkiekkoilijaa kaikilta Suomen korkeimmilta aikuisten sarjatasoilta (II-divisioona, Suomi-Sarja, Mestis ja SM-liiga) iältään 24,0±1,7 vuotta. Koehenkilöistä seitsemän oli hyökkääjiä ja neljä puolustajia. Pituus oli keskimäärin 178,5±4,7 cm, paino 78,8±7,0 kg ja painoindeksi 24,6±1,3 kg/m2 (Taulukko 3).

Koehenkilöiksi valittiin pelaajia, jotka käyttivät terässään liukupintamuotoilua, jolloin teräprofiilin vaikutus luistelutekniikkaan saatiin minimoitua. Kaikki koehenkilöt harjoittelivat aktiivisesti ja testien aikaan keskimääräinen harjoitusmäärä oli 4,0±1,2 kertaa viikossa.

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden tiedot.

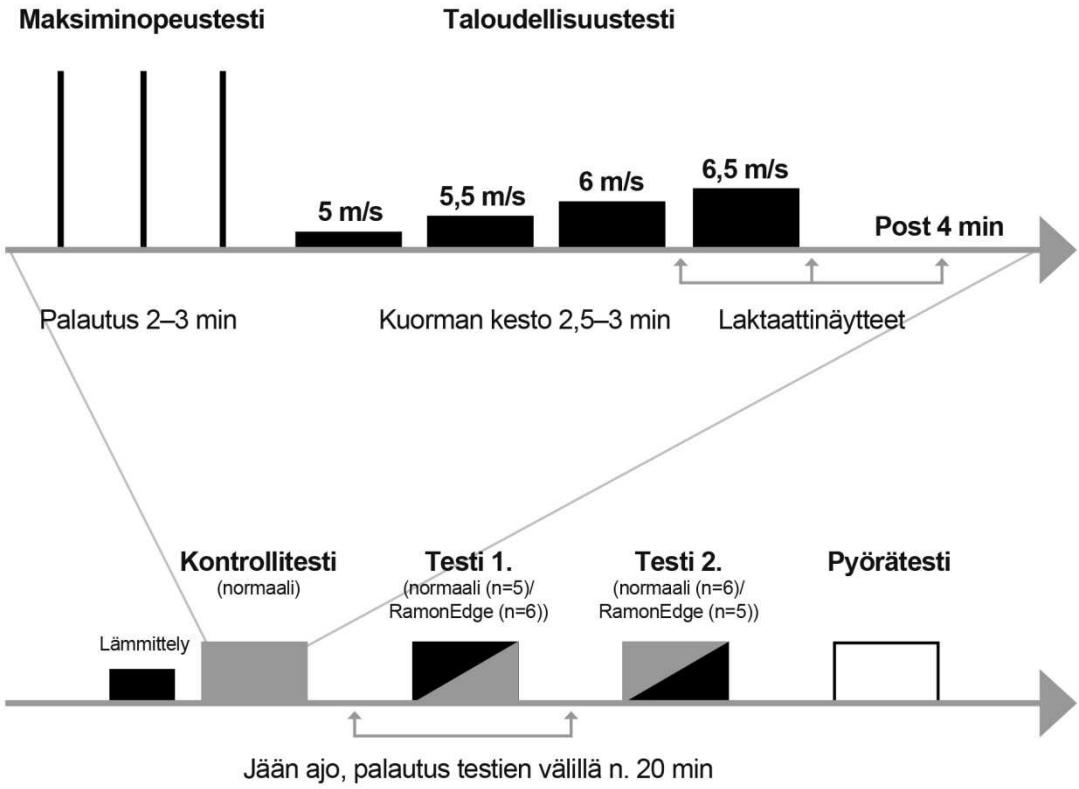
N=11	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	BMI	Harjoitusmäärä (kertaa/viikko)
Keskiarvo	24.0	178.5	78.9	24.7	4,0
Keskihajonta	±1.7	±5.4	±9.5	±1.8	±1,2

6.2 Tutkimusasetelma

Luistelututkimuksen mittaukset tehtiin 23.2–28.4.2010 Jyväskylässä Hippoksen urheilukeskuksen harjoitusjäähallissa. Jäähallin lämpötila vaihteli viiden ja kuuden °C välillä. Jäähallin suhteellinen kosteus vaihteli 40 ja 50 prosentin välillä. Tutkimus oli satunnais-

tettu cross-overtutkimus ja yksi testi muodostui maksiminopeustestistä ja taloudellisuustestistä. Samanlaisia luistelutestejä suoritettiin kolme ja testien välillä oli n. 20 minuutin palautus, jonka aikana ajettiin jää.

Ensimmäiseksi tehtiin kontrollitesti normaaleilla terillä, jolloin oppimisen vaikutus tuloksiin minimoitiin. Tämän jälkeen sama testi toistettiin kaksi kertaa (kuva 12) siten, että puolet koehenkilöistä luisteli toisen testin normaaleilla terillä ja teroituksella ja puolet RamonEdge® -terillä ja -teroituksella. Viimeisessä testissä käytettiin vastaavasti joko normaaleja tai RamonEdge® -teriä siten, että kaikki koehenkilöt suorittivat kaksi testiä normaaleilla terillä ja yhden testin Ramonedge® -terillä. Terien vaihto ja luistinten pukeminen suoritettiin siten, että koehenkilö ei tiennyt mitkä terät hänellä on käytössä.

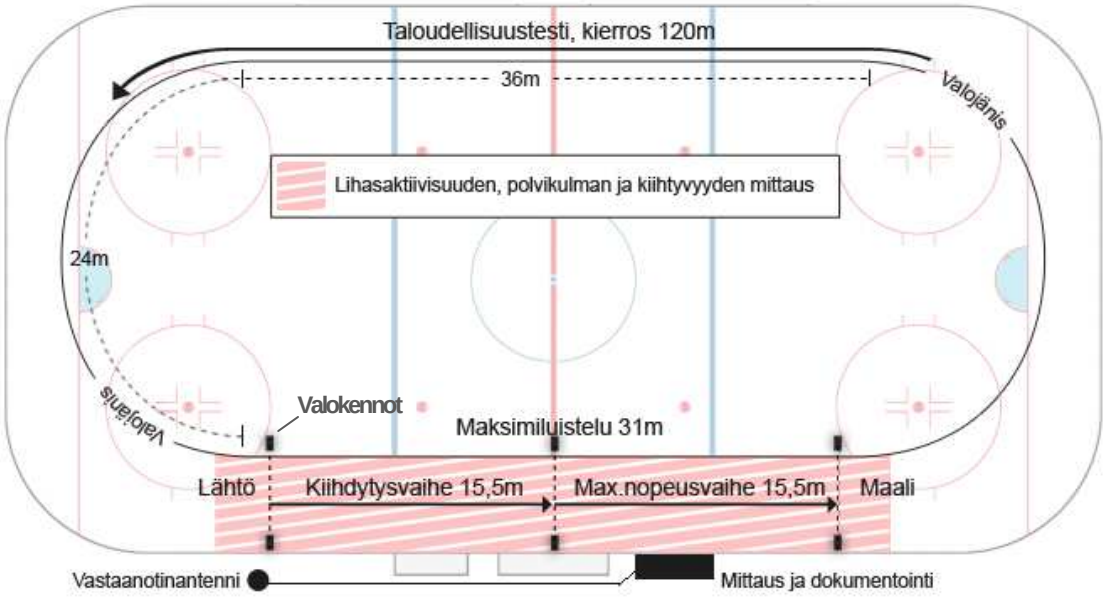


KUVA 12. Mittausasetelma. Alempi kuvio kuvaa koko testiprotokollaa, ja ylempi yksillä terillä tehtyä testiä.

6.3 Mittausten eteneminen

Koehenkilö saapui mittauspaikalle noin tuntia ennen jäävuoron alkua. Koehenkilö valmisteltiin mittauksia varten (mittalaitteiden pukeminen, ennakkokyselyn tekeminen, punnitus) ja samalla kaukaloon asennettiin mittalaitteet (Kuva 13). Koehenkilölle asennettiin neljä EMG-elektrodia, goniometri ja kiihtyvyysanturi biomekaanisia mittauksia varten (Kuva 14a.). Kiihtyvyyssignaali, lihasaktiivisuussignaalit ja polvikulmasignaali vahvistettiin ja lähetettiin langattomasti koehenkilön vyötäröllä sijaitsevan vahvistus-lähetinyksikön, Glonner Mespec 4000:n (Mega electronics Ltd, Suomi) kautta kaukalon laidalla sijaitsevaan TEL 38 vastaanottimeen (Mega electronics Ltd, Suomi). Signaalit kulkivat vastaanottimesta AD-muuntimen (CED Ltd, Englanti) kautta Acer-tietokoneelle. Data analysoitiin Signal 2.16-ohjelmalla. Hapenkulutuksen mittausta varten koehenkilö kantoi selässään Jaeger Oxycon Mobile (Viasys Healthcare, Hoechberg, Saksa, Kuva 14b) hengityskaasuanalysaattoria ja lähetinyksikköä, josta data kulki langattomasti vastaanottimeen ja tietokoneelle saman valmistajan analysointiohjelmaan. Lisäksi koehenkilö kantoi Polar Electronicsin (Kempele) sykevyötä ja –kelloa. Päälle puettavat laitteet painoivat yhteensä noin kilon eivätkä haitanneet luistelua. Koehenkilö käytti testissä normaaleja urheiluvaatteita sekä jääkiekkohanskoja ja –mailaa (Kuva 14c.). Koehenkilön valmisteluun kului aikaa noin tunti ja kaukalon ja jään valmistelu mittauksia varten vaati aikaa noin 1,5 tuntia. Ennen testiä koehenkilö lämmitteli ja totutteli laitteisiin jäällä n. 15 minuuttia.

Maksiminopeustestin (Martinmäki 2010) jälkeen pelaaja suoritti taloudellisuustestin, jossa luisteltiin submaksimaalisia kuormia neljällä eri nopeudella (5,0 m/s; 5,5 m/s; 6,0 m/s; 6,5 m/s) 2,5–3 minuutin ajan. Luistelunopeudet vakioitiin jäälle levitettävän valojänisjärjestelmän (120 metriä/kierros) avulla. Taloudellisuustestin kolmannen ja neljännen kuorman jälkeen sekä neljä minuuttia viimeisen kuorman loppumisen jälkeen koehenkilöltä otettiin sormenpääverinäyte kapillaariputkeen laktaatin määrittämistä varten. Laktaattinäytteet analysoitiin mahdollisimman nopeasti mittausten jälkeen EKF Diagnostic Biosen C-line analyysilaitteella. Luistelutestien jälkeen pelaaja suoritti submaksimaalisen polkupyöräergometritestin (Eklund, valmisteilla).



KUVA 13. Jäälle asetettiin valokennot maksimiluistelua varten ja valojänis taloudellisuustestiä varten. Biomekaaniset muuttujat mitattiin etusuoralta ja data lähetettiin langattomasti vastaanottimen kautta analysointiohjelmaan. Hapenkulutusta ja sykettä mitattiin koko taloudellisuustestin ajan.

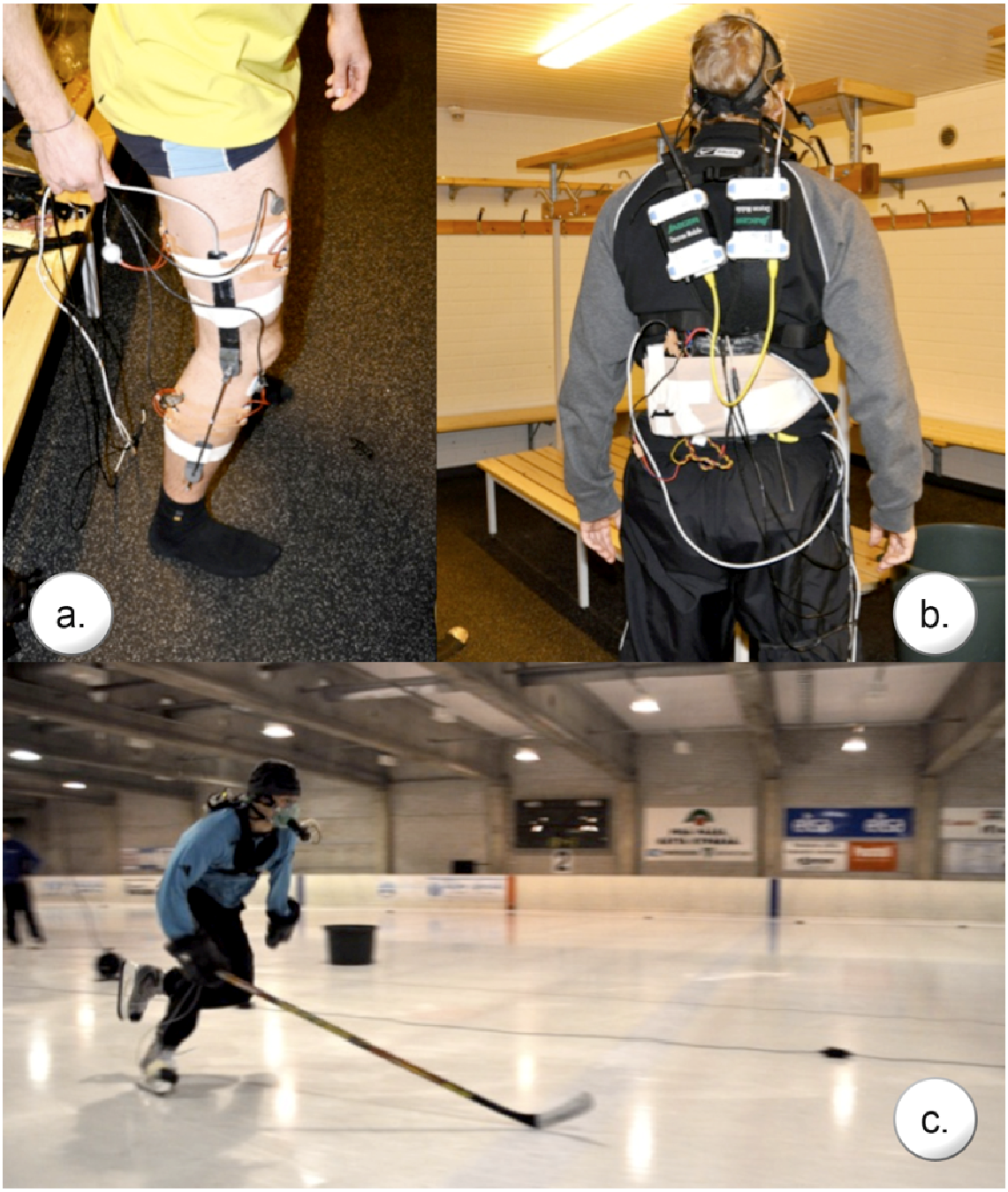
6.4 EMG:n mittaus ja analysointi

EMG-signaali mitattiin pohjelihaksesta (gastrognemius), säären etuosan lihaksesta (tibialis anterior), takareiden lihaksesta (biceps femoris) ja etureiden lihaksesta (vastus lateralis). Käytetyt elektrodit olivat bipolaarisia pintaelektrodeja. Elektrodien halkaisija oli 2,0 mm ja niiden etäisyys toisistaan oli 20 mm. Elektrodit sijoitettiin Seniamin (1999) mukaisesti motorisen pisteen ja lihaksen distaalisen pään puoleen väliin.

Ennen EMG-elektrodien asennusta resistanssin pienentämiseksi ihosta hiottiin pois kuollut solukko hiomapaperilla. Tämän jälkeen elektrodin paikka puhdistettiin haavanpuhdistusaineella, jonka jälkeen elektrodi sijoitettiin tarkasti paikalleen ja sen paikoillaan pysyminen varmistettiin teipillä.

EMG-data filteröitiin keskipäästöfiltterillä (band-bass, alataajuus 10Hz; ylätaajuus 190Hz). Tämän jälkeen EMG-datasta analysoitiin RMS-arvo jokaisen potkusyklin ajal-

ta. Analyysiin otettiin yhden–neljän tyypillisen potkusyklin keskiarvo jokaisen kuorman viimeisen minuutin ajalta (riippuen signaalin häiriöisyydestä). Normalisointiin käytettiin 5 m/s nopeudella kontrolliterillä saatuja EMG-arvoja. Analyysi tehtiin myös potkusyklin pituudella normalisoiduilla arvoilla, jotta potkusyklin keston vaikutus EMG-aktiivisuuteen saatiin poistettua.



KUVAT 14 a, b ja c. Koehenkilölle asennettiin neljä EMG-elektrodia, goniometri ja kiihtyvyysanturi biomekaanisia mittauksia varten (a). Koehenkilöllä oli selässä kannettava hengityskaasuanalysaattori ja vahvistin-lähetinyksikkö (b). Koehenkilöllä oli testissä päällään normaalit urheiluvaatteet, jääkiekkohanskat ja –maila (c).

Luultavasti muut laitteet sekä EMG-elektrodien johtojen heiluminen lisäsivät signaalin häiriöisyyttä. Tibialis anterior ja gastrocnemius –lihasten kohdalla signaalin suhde häiriöön oli niin pieni, että lihakset jouduttiin jättämään kokonaan pois analyysistä. Lopulliseen analyysiin saatiin biceps femoris 10:ltä ja vastus lateralis 9:ltä koehenkilöltä.

6.5 Kiihtyvyyden mittaus ja analysointi

Luistimen pohjaan kiinnitettiin Liikuntabiologian laitoksen pajan valmistama 3D kiihtyvyysanturi (mittausalue -10G–10G). Kiihtyvyysanturi asetettiin silmämääräisesti luistimen terän suuntaisesti ja sen kiinnitys varmistettiin teipillä ja sideharsolla (Kuva 15). Kiihtyvyysanturi oli paikoillaan koko testiprotokollan ja teränvaihtojen ajan samassa paikassa tulosten vertailtavuuden varmistamiseksi.

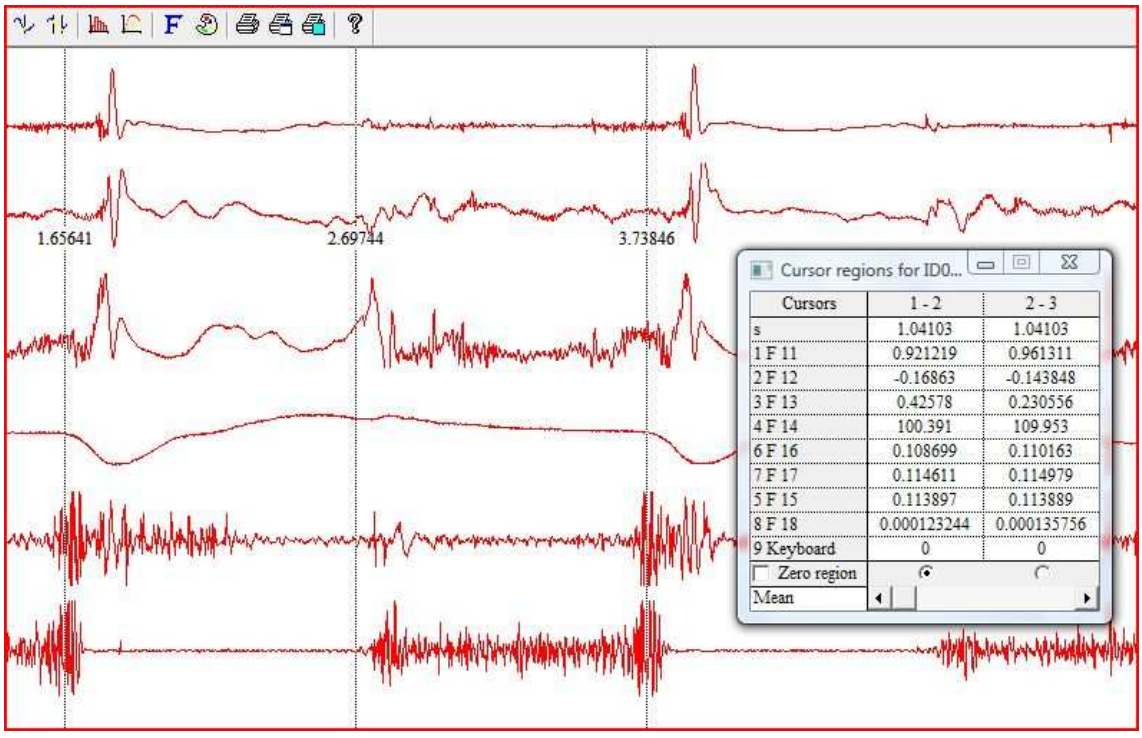
KUVA 15. Kiihtyvyysanturi kiinnitettiin teipillä ja sideharsolla luistimen pohjaan terän suuntaisesti.

Kiihtyvyyssignaali filtteröitiin alipäästöfiltterillä (alipäästötaajuus 40 Hz). Tämän jälkeen jokaisen kuorman viimeisen minuutin ajalta analysoitiin suoran luistelun aikaisia potkusyklejä siten, että lopullinen jokaista nopeutta kuvaava arvo on keskiarvo noin kahdeksasta selvästi suoralle osuudelle osuneesta potkusyklistä. Potkusyklin alku- ja loppukohdan määrittely on selitetty seuraavassa kappaleessa. Kiihtyvyyssignaalista analysoitiin jokaisen potkusyklin resultanttikiihtyvyyden hetkellinen maksimiarvo, potkusyklin resultanttikiihtyvyyden kokonaispinta-ala (modulus) (Kavanagh & Menz 2008) sekä resultanttikiihtyvyyden pinta-ala jaettuna potkusyklin kestolla (modulus/aika), jolloin saatiin kokonaisresultanttikiihtyvyyden keskiarvo.

Koska kaikki kiihtyvyystulokset laskettiin kolmen kanavan resultanttiarvona, oli tuloksista mahdollista vähentää putoamiskiihtyvyyden vaikutus (1g). Täten tulokset kuvaavat pelkästään liikkeestä aiheutuvaa kiihtyvyyttä.

6.6 Potkusyklin määritys ja polvikulman mittaus ja analysointi

Potkusyklin kesto, lihasaktiivisuus sekä kiihtyvyys määritettiin ylös-alas –suuntaa mittaavan kiihtyvyyskomponentin huippuarvojen välistä (Kuva 16 ylin kanava). Polvikulman analysointikohdat määritettiin oikeaan jalkaan asetetun goniometrin avulla (Liikuntabiologian laitoksen paja, Jyväskylän yliopisto). Goniometri kiinnitettiin teipillä ja sideharsolla siten, että taitekohta oli tibian lateral epicondylen kohdalla, alaosa osoitti tibian lateral malleolukseen ja yläosa femurin greater trochanteriin (Kuva 14 a). Potkusyklin alku määriteltiin kohtaan, jossa polvikulma muuttui jyrkästi perustasosta, ja loppukohta seuraavan potkusyklin alkukohtaan. Tämän jälkeen määritetty potkusykli



KUVA 16. Potkusyklin kesto, lihasaktiivisuus sekä kiihtyvyys määritettiin ylös-alas –suuntaa mittaavan kiihtyvyyskomponentin huippuarvojen välistä (ylin kanava). Polvikulma analysoitiin ennen sen jyrkkää muutosta perustasosta, sekä potkusyklin ajallisesta keskikohdasta (neljäs kanava). Kuvan kanavat ylhäältä alaspäin: ylös-alas (a_z), sivulle (a_x)ja eteen-taakse (a_y) –kiihtyvyydet, polvikulma, vastus lateralis EMG ja biceps femoris EMG.

jaettiin ajallisesti kahteen yhtä pitkään osaan, jolloin ensimmäinen osa muodosti karkeasti ottaen oikean jalan potku- ja palautusvaiheen ja toinen osa liukuvaiheen. Polvikulma analysoitiin hetkellisenä arvona kursorien kohdalta ja lopullinen tulos muodostui jokaisen kuorman viimeisen minuutin aikaisten suorien luisteluosuuksien potkujen keskiarvosta.

6.7 Erot terien välillä

Vertailtavat terät erosivat sekä materiaalin ja valmistuksen että teroituksen osalta. Koehenkilöt ilmoittivat tutkijoille profiilin, joka teriin oli ajettu viimeksi. Tämän perusteella normaaleissa terissä käytetty liukupinta oli 4,9 ± 2,0cm. Kaikissa RamonEdge® -terissä oli 4,5 m peruskaarevuus ja 4 cm liukupinta. Kaikki normaalit terät olivat alun perin luistinten mukana tulleita teriä, tai terät oli vaihdettu alkuperäisiä vastaaviin teriin rikkoutumisen tai kulumisen takia. RamonEdge® -terät valmistettiin valmistajan mukaan optimaalisilla metalliteknisillä menetelmillä ja käytetty materiaali erosi materiaalista, jota käytetään nykyisin luistinten mukana tulevien terien valmistukseen.

Ennen testiin tuloa jokaista koehenkilöä pyydettiin teroittamaan teränsä joukkueensa huoltajalla normaaliin tapaan siten, että urasyvyys oli 24 mm. Vahaa ei saanut käyttää teroituksessa. Kaikki huoltajat olivat toimineet tehtävässään vuosia ja heitä voitiin pitää kokeneina teroittajina. RamonEdge® -teriin ajettiin myös 24 mm urasyvyys, mutta teroitus tehtiin vahan avulla kappaleessa 4.3 kuvatun menetelmän mukaan. Koehenkilöille annettiin mahdollisuus tutustua RamonEdge® -teriin ja testiterän muotoon kahden viikon ajan ennen testiä, jotta terämuodon vaikutus tuloksiin saatiin minimoitua.

6.8 Tilastolliset analyysit

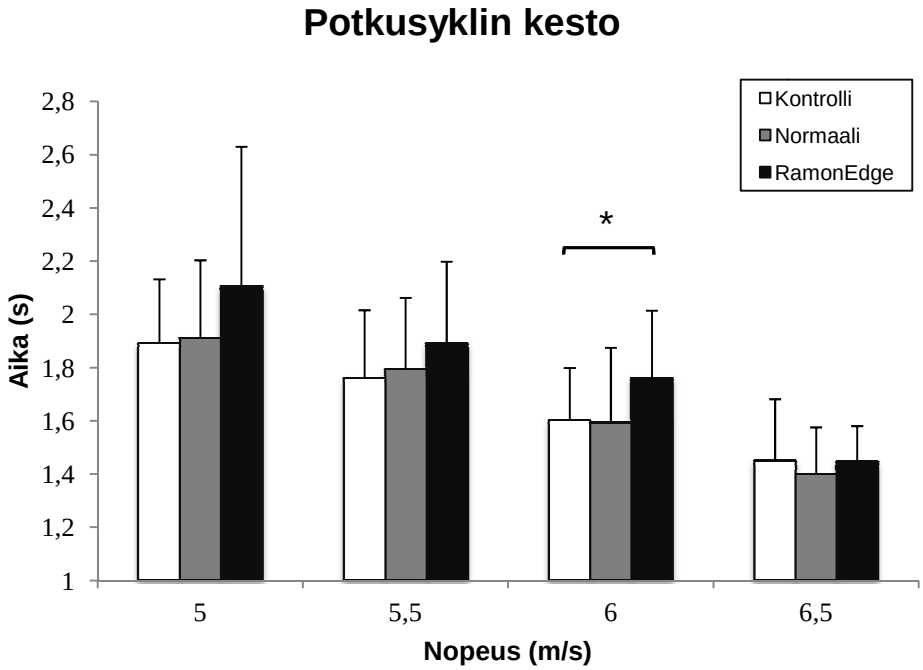
Tilastolliset analyysit tehtiin SPSS 17.0-ohjelmalla (Windows XP) ja apuna käytettiin Excel-taulukkolaskentaohjelmaa. Kaikkia teriä verrattiin Friedmanin parillisten ryhmien

toistomittausten testillä ja kahden terän väliset vertailut tehtiin Wilcoxonin parillisten ryhmien testillä. Merkitsevyystasoiksi asetettiin $p<0.05$*, $p<0.01$** ja $p<0.001$*.

7 TULOKSET

7.1 Potkusyklin kesto

Kontrolli- (1,60 ± 0,20 s) ja Ramonedge® -terien (1,76 ± 0,25 s, $p < 0,05$) välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero nopeudella 6 m/s. Potkusykli kesti RamonEdge® –terillä keskimäärin 9,94 % pidempään verrattuna kontrolliteriin (Kuva 17). Samalla nopeudella havaittiin lähellä tilastollista merkitsevyyttä oleva ero normaalien- (1,59 ± 0,28 s) ja RamonEdge® –terien (1,76 ± 0,25 s, $p = 0,066$) välillä keskiarvojen prosentuaalisen eron ollessa 10,6 %.

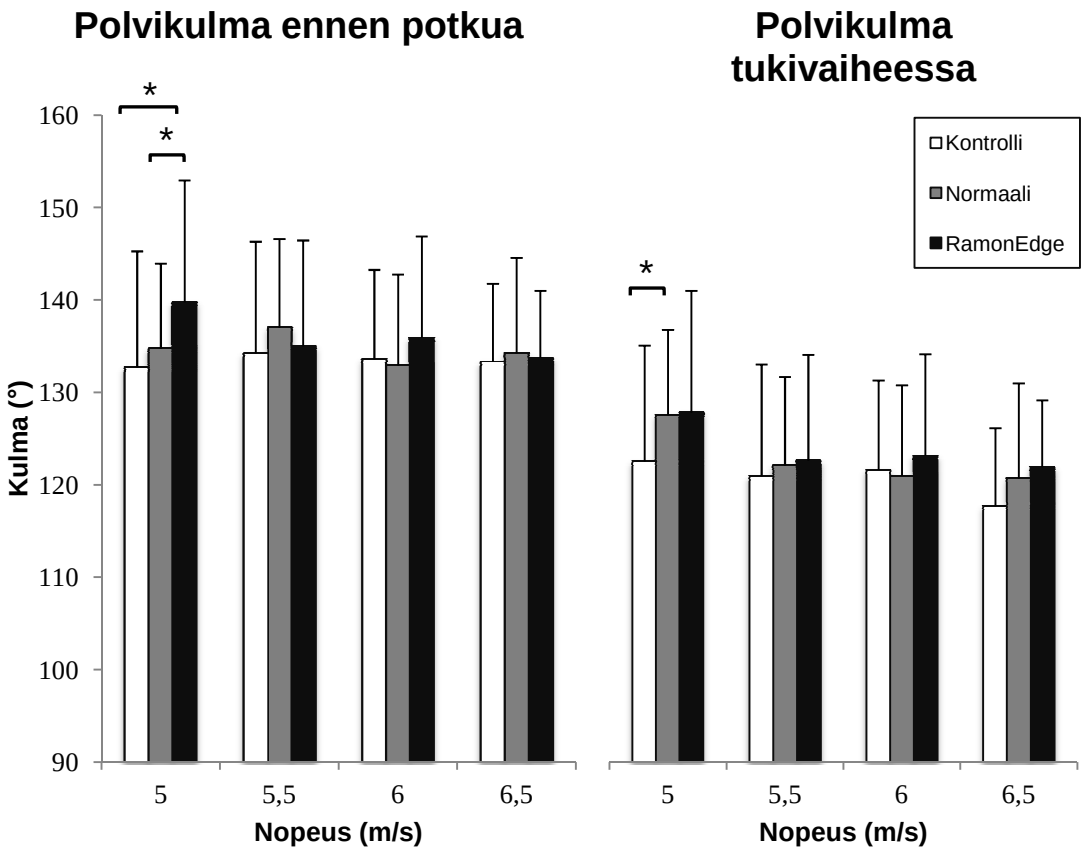


KUVA 17. Erot potkusyklin kestossa terien välillä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

7.2 Polvikulma

Kontrolli- ja RamonEdge® –terät (132,7 ± 12,6° ja 139,8 ± 13,2°, $p < 0,05$) sekä normaalit ja RamonEdge® –terät (134,7 ± 9,2° ja 139,8 ± 13,2°, $p < 0,05$) erosivat tilastollisesti merkitsevästi ennen potkua mitatussa polvikulmassa nopeudella 5 m/s. RamonEdge® -terillä polvikulma ennen potkua oli 5,3 % ja 3,8 % suurempi. Nopeudella 6 m/s

normaalien ja RamonEdge® –terien välinen ero oli lähellä tilastollista merkitsevyyttä (p = 0,063) keskiarvojen eron ollessa 2,2 % (Kuva 18). Tukivaiheessa mitatussa polvikulmassa ei havaittu eroa RamonEdge® –terien ja muiden terien välillä.

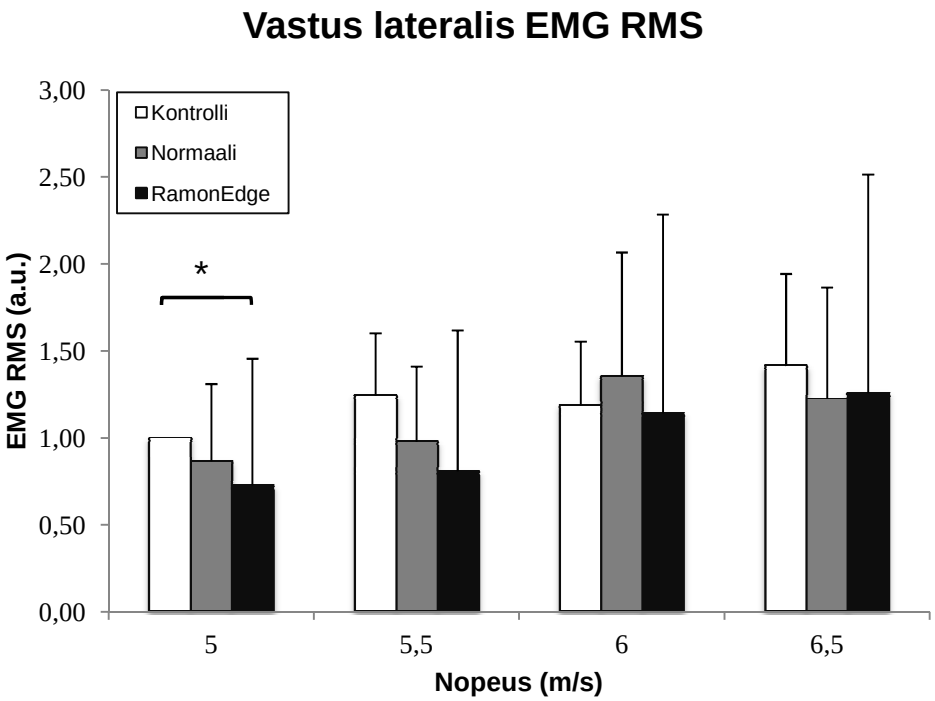


KUVA 18. Erot ennen potkua ja liukuvaiheessa mitatussa hetkellisessä polvikulmassa terien välillä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

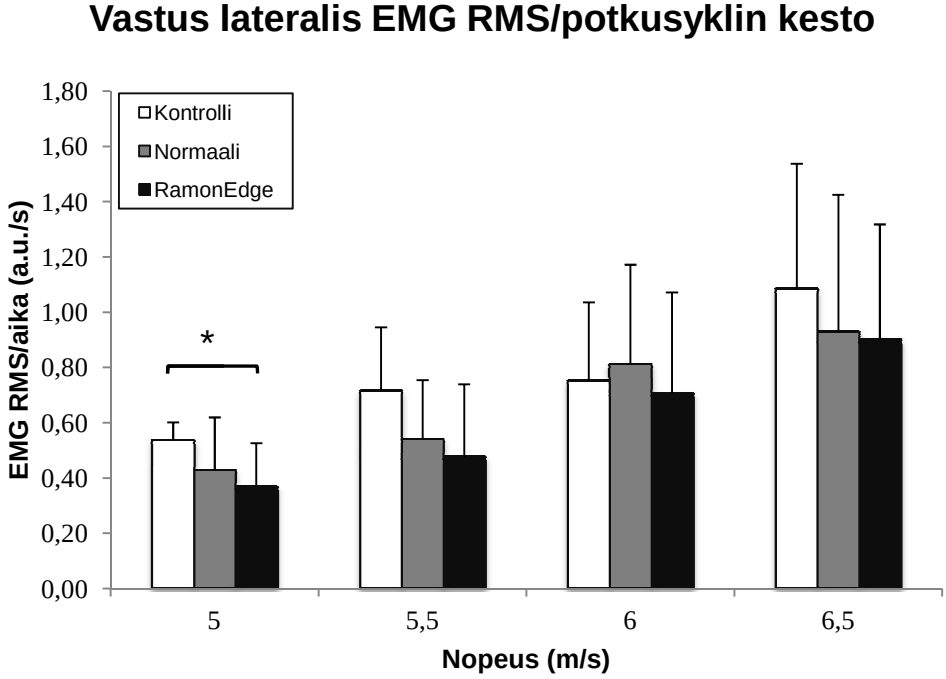
7.3 EMG-aktiivisuus

Nopeudella 5 m/s mitattu vastus lateraliksen EMG-aktiivisuus oli tilastollisesti merkitsevästi matalampi RamonEdge® -terillä (0,73 ± 0,28 arbitary unit (a.u.)) verrattuna kontrolliteriin (1,0 ± 0,00 a.u., keskiarvojen ero -27,24 %, $p < 0,05$, Kuva 19).

Potkusyklin kestoon normalisoinnin jälkeen havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero nopeudella 5 m/s kontrolli- (0,54 ± 0,07 a.u./s) ja RamonEdge® –terien (0,37 ± 0,16 a.u./s, keskiarvojen ero -31,24 %, $p < 0,05$) välillä (Kuva 20).

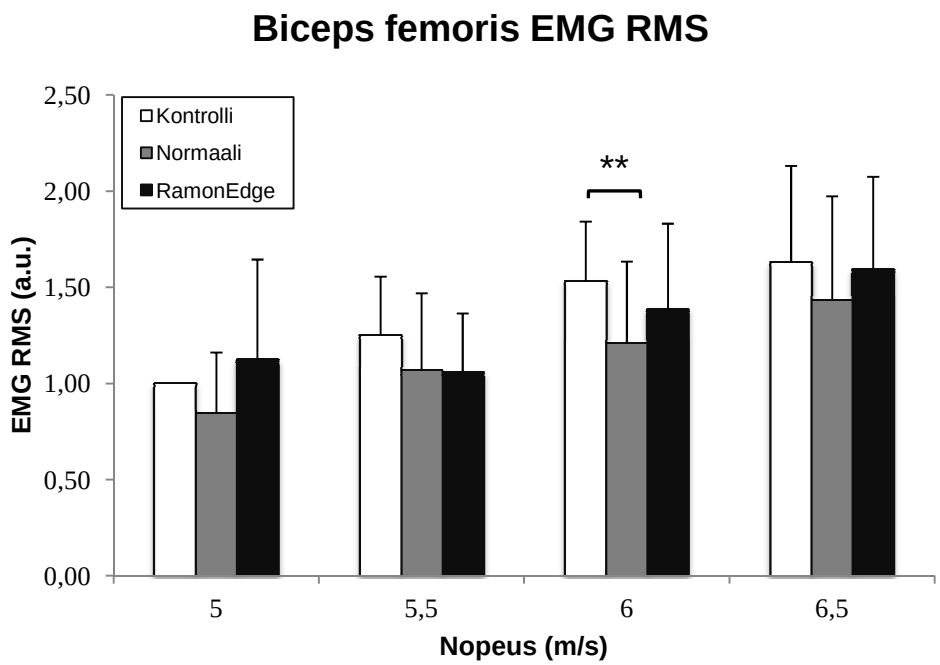


KUVA 19. Erot vastus lateraliksen EMG:n RMS-arvossa terien välillä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

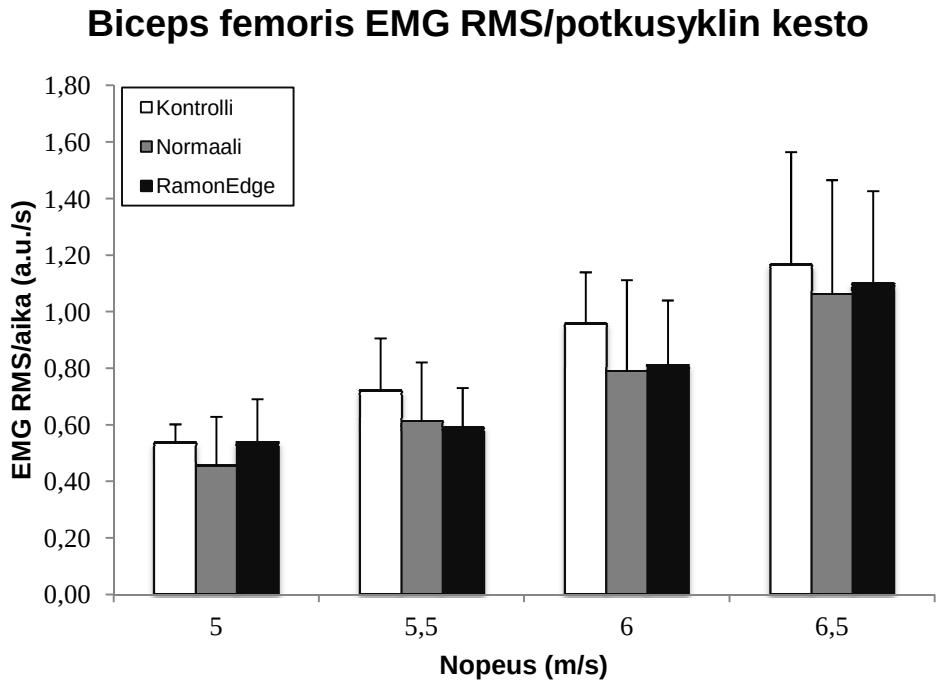


KUVA 20. Erot vastus lateraliksen EMG:n RMS-arvossa terien välillä potkusyklin pituuteen normalisoinnin jälkeen (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

Biceps femoriksesta mitatussa EMG-aktiivisuudessa ei havaittu eroa RamonEdge® -ja muiden terien välillä (kuvat 21 ja 22).



KUVA 21. Erot biceps femoriksen EMG:n RMS-arvossa terien välillä (** = tilastollisesti hyvin merkitsevä ero, $p < 0,01$).

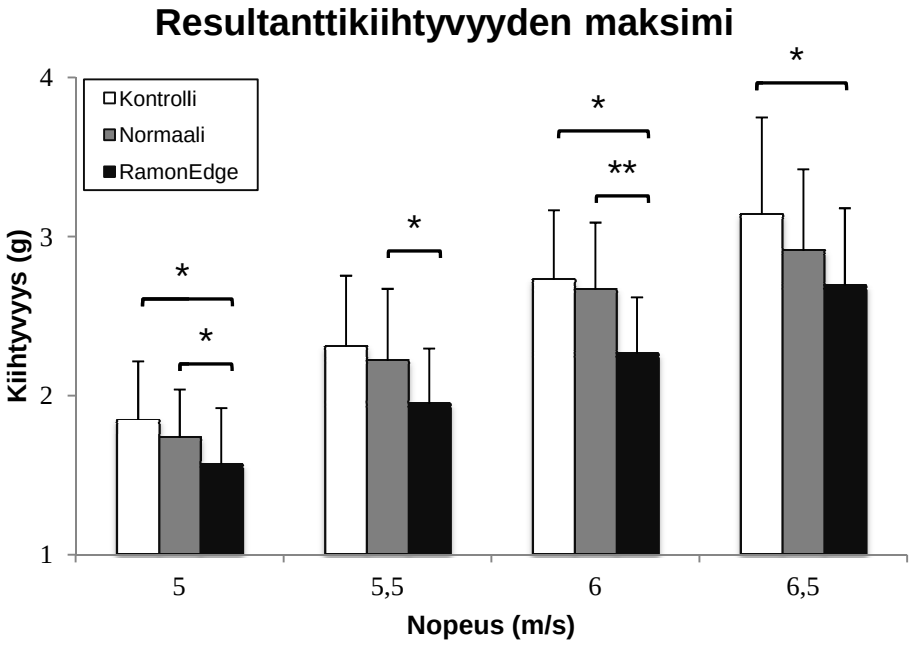


KUVA 22. Erot biceps femoriksen EMG:n RMS-arvossa terien välillä potkusyklin pituuteen normalisoinnin jälkeen.

7.4 Kiihtyvyys

7.4.1 Maksimikiihtyvyys

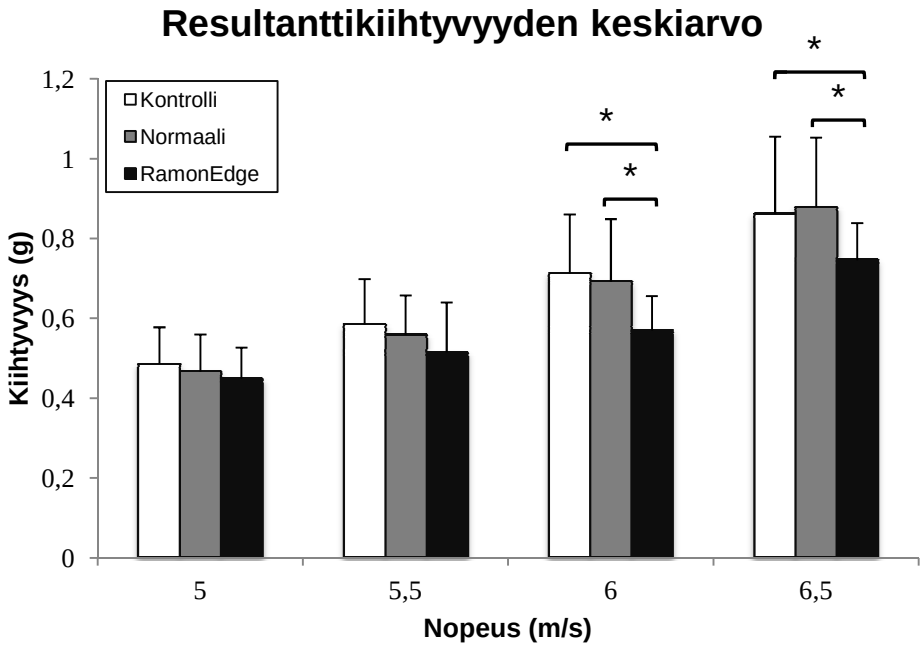
Resultanttikiihtyvyyden hetkellinen maksimiarvo erosi tilastollisesti hyvin merkitsevästi nopeudella 5 m/s kontrolli- ja RamonEdge® -terien välillä (1,84 ± 0,37 g ja 1,57 ± 0,35 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -15,10 %, $p < 0,05$) sekä normaalien ja RamonEdge® -terien välillä (1,74 ± 0,30 g ja 1,57 ± 0,35 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -9,63 %, $p < 0,05$). Nopeudella 5,5 m/s tilastollisesti merkitsevä ero havaittiin normaalien ja RamonEdge® -terien välillä (2,22 ± 0,45 g ja 1,95 ± 0,35 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -12,22 %, $p < 0,05$). Nopeudella 6 m/s kontrolli- ja RamonEdge® -terien välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä (2,73 ± 0,44 g ja 2,26 ± 0,35 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -17,07 %, $p < 0,05$) ja normaali- ja RamonEdge® -terien välinen ero tilastollisesti hyvin merkitsevä (2,67 ± 0,42 g ja 2,26 ± 0,35 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -15,10 %, $p < 0,01$). Nopeudella 6,5 m/s tilastollisesti merkitsevä ero havaittiin kontrolli- ja RamonEdge® -terien välillä (3,14 ± 0,61 g ja 2,69 ± 0,49 g, keskiarvojen prosentuaalinen ero -14,24 %, $p < 0,05$, Kuva 23).



KUVA 23. Erot resultanttikiihtyvyyden hetkellisessä maksimiarvossa terien välillä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$; ** = tilastollisesti hyvin merkitsevä ero, $p < 0,01$).

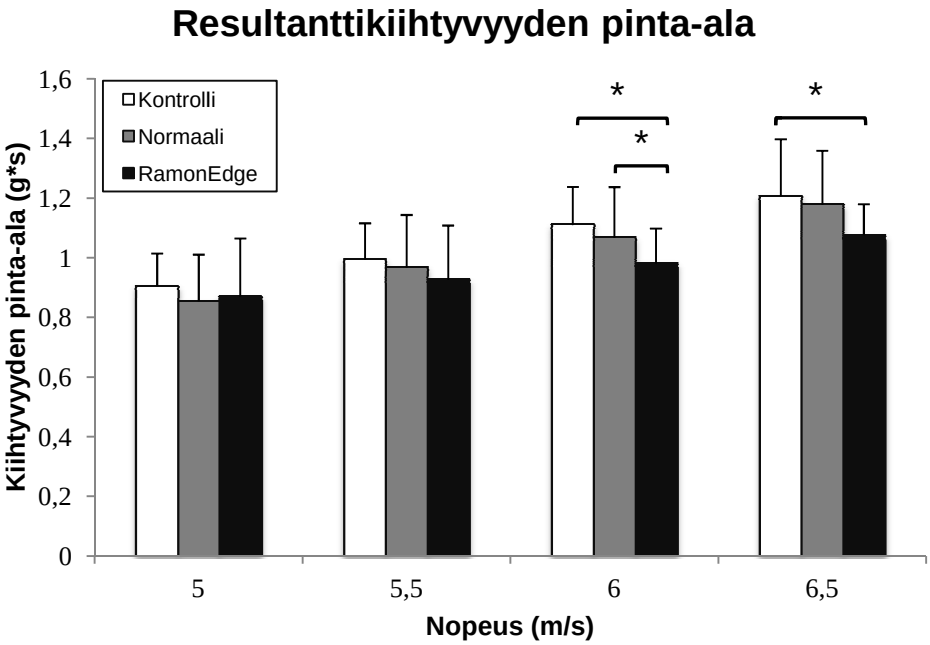
7.4.2 Keskiarvokiihtyvyys ja nopeuden muutos

Resultanttikiihtyvyyden keskiarvo erosi tilastollisesti merkitsevästi nopeudella 6 m/s kontrolli- ja RamonEdge® –terien välillä (0,71 ± 0,15 g ja 0,57 ± 0,09 g, $p < 0,05$) sekä normaalien ja RamonEdge® –terien välillä (0,69 ± 0,16 g ja 0,57 ± 0,09 g, $p < 0,05$) keskiarvojen erojen ollessa vastaavasti -20,00 % ja -17,6 %. Nopeudella 6,5 m/s kontrolli- ja RamonEdge® –terät (0,86 ± 0,19 g ja 0,75 ± 0,09 g, $p < 0,05$) sekä normaalit ja RamonEdge® –terät (0,88 ± 0,17 g ja 0,75 ± 0,09 g, $p < 0,05$) erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan keskiarvojen eron ollessa vastaavasti -13,43 % ja -15,10 % (Kuva 24).



KUVA 24. Erot resultanttikiihtyvyyden keskiarvossa terien välillä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

Nopeuden muutoksessa nopeudella 6m/s tilastollisesti merkitsevästi toisistaan erosivat kontrolli- ja RamonEdge® –terät (1,11 ± 0,13 g*s ja 0,98 ± 0,12 g*s, $p < 0,05$) sekä normaalit ja RamonEdge® –terät (1,07 ± 0,17 g*s ja 0,98 ± 0,12 g*s, $p < 0,05$) keskiarvojen erojen ollessa vastaavasti -11,66 % ja -8,11 %. Nopeudella 6,5 m/s kontrolli- ja RamonEdge® –terien välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero (1,21 ± 0,19 g*s ja 1,08 ± 0,10 g*s, $p < 0,05$). RamonEdge® –terien nopeuden muutos oli 10,87 % alhaisempi verrattuna kontrolliteriin (Kuva 25).



KUVA 25. Erot nopeuden muutoksessa terien välillä resultanttikiihtyvyyden pinta-alasta määritettynä (* = tilastollisesti merkitsevä ero, $p < 0,05$).

8 POHDINTA

Tämä on tiettävästi ensimmäinen tutkimus, jossa luistimen teriä ja teroitusmenetelmää on verrattu hapenkulutuksen, sykkeen, laktaatin, lihasaktiivisuuksien, polvikulman ja kiihtyvyyden avulla. Pelaajilta saatujen positiivisten kokemusten sekä yleisen teränhuollon tasoa koskevan huolen takia terien ja teroitusmenetelmien aiheuttamaa eroa suorituskyvyssä haluttiin lähteä tutkimaan tarkemmin. Erot olivat erittäin selkeitä hapen- ja energiankulutuksissa RamonEdge® –terien hyväksi (Martinmäki 2010), ja tässä tutkimuksessa havaittiin muutoksia myös kinemaattisissa ja lihastason muuttujissa.

Pelaajan potkusyklin kesto tietyllä nopeudella oli jopa yli 10 % pidempi RamonEdge® -terillä verrattuna muihin teriin. Koska nopeus oli vakioitu terien välillä, on RamonEdge® -terän tällöin myös liu'uttava pidempi matka jäässä menosuunnassa. Pelitilannetta ajatellen submaksimaalisessa tilanteessa hyvällä liu'ulla pelaajan on mahdollista säästää energiaa myöhempiin suorituksiin (Suomen Jääkiekkoliitto 1987, 41). Koska maksimiluistelunopeus on myös potkufrekvenssin ja liu'un pituuden tulo, voisi maksiminopeuden olettaa parantuvan pitkässä luistelussa, mikä saattaa tuottaa yksittäisten pelitilanteiden kannalta ratkaisevan edun. Martinmäen (2010) mukaan eroa maksiminopeudessa ei kuitenkaan havaittu terien välillä hieman yli 30 metrin luistelutestissä, jossa lähtö oli paikaltaan.

Ennen potkua mitattu polvikulma oli merkitsevästi suurempi RamonEdge® -terillä verrattuna normaaleihin teriin nopeudella 5m/s ja trendi oli samansuuntainen muilla nopeuksilla sekä tukivaiheessa mitatussa polvikulmassa. Segmenttien ja nivelten suuren liikelaajuuden tukivaiheessa on havaittu olevan yhteydessä suurempaan potkun pituuteen (McCaw & Hohshizaki 1987) ja suurempaan ekstensionopeuteen ja sitä kautta kovempaan potkun voimantuottoon (de Koning ym. 1995). Koska RamonEdge® -terillä hetkellinen polvikulma oli suurempi potkusyklin puolivälissä, oli luistelija pystymmässä asennossa ja liikelaajuuksien voidaan näin olettaa olleen pienempiä verrattuna normaaleihin teriin. Nopeuden ollessa vakioitu, täytyi luistelijan siis käyttää suurempaa liikelaajuutta ja täten tuottaa enemmän voimaa normaaleilla terillä luistellessaan saavuttaak-

seen saman nopeuden kuin RamonEdge® -terillä. Erot polvikulmassa olivat kuitenkin vain muutamia prosentteja, eikä pitkälle meneviä johtopäätöksiä voida tehdä.

Vastus lateraliksen lihasaktiivuuksissa havaittiin merkitsevästi pienempiä arvoja RamonEdge® –terillä verrattuna muihin teriin ja myös yleinen trendi oli samansuuntainen. Luonteva selitys alhaisemmalle lihasaktiivisuudelle on korkeampi luisteluasento eli suurempi polvikulma ja täten pienemmät segmenttien vipuvarret, jolloin reisilihasten vaatimukset asennon ylläpitämiseksi ovat pienemmät. Lisäksi vastus lateralis on polven ojennuksen pääsuorittajalihas, joten RamonEdge® -terillä luistelussa havaittu alhaisempi lihasaktiivisuus heijastaa alhaisempaa polven ojennukseen käytettävää voimaa, joka vaaditaan tietyn nopeuden ylläpitämiseksi verrattuna normaaleilla terillä luisteluun.

Biceps femoriksesta mitattu lihasaktiivisuus käyttäytyi ristiriitaisesti terien kesken eri nopeuksilla. Syynä tähän voi olla potkusyklin keston vaihtelu eri terien välillä, jolloin lihaksen toimiessa lonkan ojentajana sen täytyy ylläpitää lonkan asentoa pidempään potkun keston kasvaessa. Kuitenkaan potkusyklin pituuteen normalisointi ei tuonut lisäselvyyttä tulosten tulkintaan. Lihaksen monimutkainen toiminta sen biartikulaarisen luonteen vuoksi saattaa myös vaikeuttaa tulosten tulkintaa terien välisessä vertailussa.

Lihasaktiivisuuden mittaaminen osoittautui haastavaksi tehtäväksi luistelun dynaamisen luonteen sekä useiden mittalaitteiden takia. Elektrodien liikkuminen suhteessa ihoon sekä ihon liikkuminen suhteessa lihakseen aiheuttivat epäilemättä epätarkkuutta ja häiriötä EMG-signaaliin. Lisäksi johtojen heiluminen sekä muut laitteet aiheuttivat häiriötä ja välillä jopa selkeitä ja tiheään toistuvia piikkejä EMG-signaaliin, minkä takia usea koehenkilö ja usea potkusykli jouduttiin jättämään pois analyysistä. Tämän takia myöskään kiihtyvyysanalyysin sekä EMG-analyysin potkusyklit eivät ole samoja kaikilta osin. Tibialis anteriorin ja gastrocnemius lateraliksen tapauksissa häiriö oli niin suurta suhteessa signaalin suuruuteen, että lihakset päätettiin jättää kokonaan analyysin ulkopuolelle. EMG-signaalista olisikin voinut olla järkevämpää analysoida kuvailevia tuloksia, kuten linear envelope-filtterin avulla EMG-aktiivisuuden alku- ja loppukohtia sekä muutoksia potkun eri vaiheissa (Kuva 7).

Kiihtyvyysanturia ei ole käytetty aiemmin luistelun kinematiikan mittaamiseen. Kiihtyvyyttä käytettiin tässä tutkimuksessa potkusyklin keston, potkun maksimikiihtyvyyden

ja potkusyklin kiihtyvyyden kokonaispinta-alan (kiihtyvyyden modulus) määrittämiseen kävelytutkimusten analyysien perusteella (Kavanagh & Menz 2008). Koska luisteluliike oli syklinen ja vakioitunut suoritus sekä nopeus vakioitu valojäniksen avulla, oletettiin kiihtyvyyden olevan validi mittari terien välisten kinemaattisten erojen mittaamiseen.

Resultanttikiihtyvyyden maksimiarvo kuvaa nopeuden suurinta hetkellistä muutosta potkusyklin ajalta. Koska liikuteltava massa pysyy koko ajan samana, kuvaa hetkellinen maksimikiihtyvyys myös hetkellistä potkun maksimitehoa. Tilanne on kuitenkin erilainen verrattuna esimerkiksi painonnostosuoritusten kiihtyvyysmittauksiin, sillä niissä kiihtyvyysanturi on asennettu tankoon, joka on voimantuoton kohde (Thompson & Bemben 1999). Kiihtyvyys luistimen pohjassa on kuitenkin vain seurausta ennen liikettä tapahtuneesta voimatuotosta, sillä työntönopeuden saavutettua huippunsa kehon ja vastakkaisen puolen jalan inertia vetää terän jäästä ja työntö loppuu. (de Koning & van Ingen Schenau 2000.) Maksimikiihtyvyys osuikin aina hetkeen, jolloin jalka potkun lopetettuaan vaihtoi suuntaa. Luistelijan jäätä vasten tekemä työ aiheuttaa koehenkilön massakeskipisteen liikkeen, jolloin myös potkaisevan jalan on seurattava perässä sitä nopeammin, mitä suurempaa ja pidempikestoista voimantuotto ja mitä nopeampaa massakeskipisteen liike on. Täten, huolimatta eroista aiempiin urheilutukimuksiin verrattuna, luistimen pohjasta mitatun hetkellisen maksimikiihtyvyyden voidaan olettaa heijastavan hyvin hetkellistä tehoa, joka luistelijalta vaaditaan hänen päästäkseen etenemään tiettyä nopeutta. Useat merkitsevät erot kontrolli- ja RamonEdge®-, sekä normaalien ja RamonEdge® –terien välillä antavat viitettä pienemmistä voimantuottovaatimuksista, joita RamonEdge® –terillä luistelijalta edellytetään tietyn nopeuden saavuttamiseksi verrattuna normaaleihin teriin.

Potkusyklin resultanttikiihtyvyyden kokonaispinta-ala kuvaa datan hajontaa nollatason ympärillä. Pinta-alaa laskettaessa kiihtyvyysdata tasasuunnattiin, etteivät syklisen liikkeen positiivinen ja negatiivinen kiihtyvyys kumoaisi toisiaan. (Kavanagh & Menz 2008.) Täten resultanttikiihtyvyyden kokonaispinta-ala sisältää kaiken potkusyklin aikana tapahtuvan kiihtyvyyden (tai hidastuvuuden) huolimatta sen suunnasta. Koska kyseessä on syklinen tasaisessa etenemisnopeudessa tapahtuva liike, johtaa potkusyklin ajalta mitattu suurentunut kiihtyvyys myös saman potkusyklin aikana tapahtuvaan suurempaan hidastuvuuteen. Mitä pienempi on potkusyklin aikana mitattu nopeuden muutos (kiihtyvyys) ja paikan muutos (kiihtyvyyden pinta-ala), sitä vähemmän luistelijan on

tarvinnut käyttää voimaa kehonsa kiihdyttämiseen kitkan voittamiseksi ylläpitäessään tasaista nopeutta. RamonEdge® –terillä mitattu pienempi resultanttikiihtyvyyden kokonaispinta-ala kertoo terillä saavutettavasta paremmasta liu'usta ja näin nopeuden ja paikan pienemmästä muutoksesta potkusyklin aikana. Resultanttikiihtyvyyden keskiarvo kuvaa samaa asiaa sillä erotuksella, että erilainen potkusyklin kesto terien välillä ei aiheuta suoraan eroja tulokseen. Erot resultanttikiihtyvyyden keskiarvossa olivat vastaavia resultanttikiihtyvyyden pinta-alan erojen kanssa.

Luistimen pohjasta mitattu kiihtyvyys saattaa sisältää muitakin kuin luistelunopeuteen vaikuttavia komponentteja esimerkiksi tilanteessa, jossa luistelija tekee jalallaan ylimääräisiä liikkeitä. Kuitenkin kiihtyvyyttä vertailtiin vain kunkin koehenkilön omien suoritusten kesken, jolloin tekniikkaerojen aiheuttaman virheen voidaan olettaa olevan mitättömän pieni. Useat merkitsevät erot vertailuterien välillä osoittavatkin kiihtyvyyden olevan validi mittari luistelun kinematiikan muutosten määrittämiseen, sillä eroja ei havaittu kontrolli- ja normaalien terien välillä.

Tunnistamme tutkimuksestamme useita epäkohtia. Koehenkilöillä oli mahdollisuus tutustua RamonEdge® -teriin ennen tutkimusta kahden viikon ajan. Kokeneet pelaajat tunnistavat helposti vaihtuneen terän, eikä sokkovaikutusta monista toimenpiteistä huolimatta ehkä saatu aikaiseksi. Toisaalta totuttelujakso oli välttämätön, jotta koehenkilöt saivat totutella mahdollisesti hieman erilaiseen terän muotoon. Lisäksi oppimisvaikutuksen tuoma etu tutkittavan omien terien hyväksi saatiin näin minimoitua. Pieni koehenkilömäärä rajoittaa tulosten luotettavuutta, eikä esimerkiksi eri muuttujien välisten korrelaatioiden etsiminen ollut mielekästä. Tarkemmat, esim. pelipaikkakohtaiset ja eri tasoisten pelaajien väliset vertailut, vaatisivat huomattavasti enemmän koehenkilöitä. Tutkimus ei myöskään kerro, johtuuko RamonEdge® -terillä saavutettu etu terämetallista vai käytetystä teroitusmenetelmästä. Asian tutkiminen olisikin vaatinut kaksi kertaa enemmän mittauksia. Lisäksi seuroissa toimivien teroittajien, jotka teroittivat koehenkilöiden normaalit terät, ammattitaitoa ei tarkistettu tai vakioitu mitenkään, mikä on yksi mahdollinen vaihtelua aiheuttava tekijä.

Tutkimuksen etuna on aihealueelle uusien menetelmien tuoma tieto selkeistä suorituskykyeroista eri terämetallien ja teroitusmenetelmien käytön välillä. Aihe ei ole saanut aiemmin huomiota, mutta toivottavasti lupaavien tulosten pohjalta nousee uusia tutki-

muksia ja luistimen terien kehitys saa tuulta alleen. Ottaen huomioon muun varustekehittelyn ja jääkiekon ympärillä pyörivän liiketoiminnan, ei lupaavaa tutkimusaihetta ja uutta kehitysaluetta kannata jättää käyttämättä.

Johtopäätöksenä voidaan todeta, että RamonEdge® –terillä liuku on parempi, ja tietyn nopeuden ylläpito vaatii luistelijalta vähemmän lihastyötä ja liikettä normaaleihin teriin verrattuna. Pelitilanteessa RamonEdge® –terillä luistelija saavuttaa paremman liu'un ansiosta selkeän edun normaaleilla terillä luistelijaan verrattuna, ja varsinkin pelin edetessä energiankulutuksessa saavutettava säästö voi olla merkittävä. Eri luistelutavat, pelin aikaisen väsymyksen aiheuttamat muutokset sekä muodon, teroitusmenetelmän ja käytettävän terämetallin itsenäiset vaikutukset vaativat vielä lisätutkimusta.

9 LÄHTEET

Alatalo, M. & Lumela, P. 1987. Jääkiekon luisteluanalyysi. Liikuntapedagogiikan pro gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto.

Aromäki, M. 1980. Hienotyöstömenetelmät. Tekninen tiedotus 22/80, Suomen Metalliteollisuuden Keskusliitto.

Boer, R.W., Nilsen, K.L. 1989. The gliding push-off technique of male and female Olympic speed skaters. Int. J. Sport Biomech. 5:119-134.

Bowden, F.P., Hughes, T.P. 1939. The mechanism of sliding on ice and snow. Proceedings of the Royal Society of London A, 172, 280–298.

Evans, D.C.B., Nye, J.F., Cheeseman, K.J. 1976. Kinetic friction of ice. Proceedings of the Royal Society of London Series A, 347, 493.

Federolf, P.A., Mills, R., Nigg, B. 2008. Ice friction of flared ice hockey skate blades. Journal of Sports Sciences, 26(11): 1201–1208.

Gemser, H., van Koning, J.J., van Ingen Schenau, G.J. 1999. Handbook of Competitive Speed Skating. International Skating Union, Lausanne, Switzerland.

de Groot, G., de Boer, R.W., van Ingen Schenau, G.J. 1985. Power output during cycling and speed skating. Kirjassa Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P, Hayes, K.C., Patla A.E. (edit.) Biomechanics IX (555–559). Champaign, IL: Human Kinetics.

Healy, G.N., Wijndaele, K., Dunstan, D.W., Shaw, J.E., Salmon, J., Zimmet, P.Z., Owen, N. 2008. Objectively measured sedentary time, physical activity, and metabolic risk: the Australian diabetes, obesity and lifestyle study (AusDiab). Diabetes Care 31: 369–371.

Hillman, S.A., Eldridge, J.A. 2003. Effects of skate blade configuration on speed, agility and lactate production in ice hockey players. Medicine and Science in Sports and Exercise, 35(5), 97.

Houdijk, H., de Koning, J.J., de Groot, G., Bobbert, M.F., van Ingen Schenau, G.J. 2000. Push-off mechanics in speed skating with conventional skates and klapskates. Med. Sci. Sports Exerc. 32, 3, 635–641.

Houdijk, H., Wijker, A.J., de Koning, J.J., Maarten, F.B., de Groot, G. 2001. Ice friction in speed skating: can klapskates reduce ice frictional loss? Med. Sci. Sports Exerc, 33, 3, 499–504.

Hänninen, J. 2009. Sädemuotoilu vs. liukupintamuotoilu. http://www.prosharp.net/webshop/tiedostot/Hanninen_fin.pdf (viitattu 23.11.2009).

van Ingen Schenau, G.J., de Groot, G., de Boer, R.W., 1985. The control of speed in elite female skaters. Journal of Biomechanics, 18, 91-96.

van Ingen Schenau, G.J., de Boer, R.W., de Groot, G. 1987. On the technique of speed skating. Int. J. Sport Biomech. 3:419–431.

van Ingen Schenau, G.J. van, Bobbert, M.F., Rozendahl, R.H. 1987. The unique action of bi-articular muscles in complex movements. Journal of Anatomy, 155, 1-5.

van Ingen Schenau, G.J., de Groot, G., Scheurs, A.W., Meester, H., de Koning, J.J. 1996. A new skate allowing powerful plantar flexion improves performance. Med. Sci. Sports Exerc. 28:531–535.

Kavanagh, J.J., Menz, H.B. 2008. Accelerometry: A teqhnique for quantifying movement patterns during walking. Gait & Posture 28: 1-15.

de Koning, J.J., de Boer, R.W., de Groot, G., van Ingen Schenau, G.J. 1987. Push-Off Force in Speed Skating. International Journal of Sport Biomechanics, 3, 103-109.

de Koning, J.J., de Groot, G., van Ingen Schenau, G.J. 1991. Coordination of leg muscles during speed skating. J. Biomech. 24:137–146.

de Koning, J.J., de Groot, G., van Ingen Schenau, G.J. 1992. Ice friction during speed skating. J. Biomech. 25:565–571.

de Koning, J.J., Thomas, R., Berger, M., de Groot, G., van Ingen Schenau, G.J. 1995. The start in speed skating: from running to gliding. Medicine and Science in Sports and Exercise 27, 1703-1708.

de Koning, J.J., van Ingen Schenau, G.J. 2000. Performance-Determining Factors in Speed Skating. Kirjassa: Zatsiorsky, V. (edit.) Biomechanics in Sport. International Olympic Committee, Blackwell Science Ltd.

Mahiout, A. 1994. Esikäsittelyt kiiltokromauksessa. Tekninen tiedotus 7/94, Tampere, Metalliteollisuuden Keskusliitto.

Marino, G.W. 1983. Selected mechanical factors associated with acceleration in ice skating. Research Quarterly for Exercise and Sport, 54, 234–238.

Martinmäki, S. 2010. Luistimen teroitusmenetelmän vaikutus luistelun taloudellisuuteen ja maksimiluistelunopeuteen jääkiekossa. Valmennus- ja testausopin kandidaatintutkielma, Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto.

McCaw, S.T., Hoshizaki, T.B. 1987. A kinematic comparison of novice, intermediate and elite ice skaters. Kirjassa Jonsson, M. (edit.) Biomechanics X–B (637–642). Champaign: Human Kinetics.

McPherson, M.N., Wrigley, A., Montelpare, W.J. 2004. The Biomechanical Characteristics of Development-Age Hockey Players: Determining the Effects of Body Size on the Assesment of Skating Technique. Kirjassa Pearsall, D.J., Ashare, A.B. (edit.) Safety in Ice Hockey: Neljäs osa, ASTM International.

Morrison, P., Pearsall, D.J., Turcotte, R.A., Lockwood, K., Montgomery, D.L. 2005. Skate blade hollow and oxygen consumption during forward skating. Journal of Sports Engineering, 8, 91–98.

Pearsall D.J., Turcotte R.A., Murphy S.D. 2000. Biomechanics of ice hockey. Kirjassa Garett WE, Kirkendall DT (edit.). Exercise and sport science. Lipincott Williams & Wilkins.

Prosharpin internetsivusto, http://www.prosharp.net/webshop/index.php?language=fi, viimeisin viittaus 23.11.2009.

Purves, N.A. 2000. On-Ice Acceleration as a Function of The Wingate Anaerobic Test and a Biomechanical Assesment of Skating Technique, In Elite Ice Hockey Players. Unpublished Master's Thesis, Lakehead University, Ontario. Tiedot saatu lähteestä McPherson ym. 2004.

Quagliarella, L., Sasanelli, N., Belgiovine, G., Moretti, L., Moretti, B. 2010. Evaluation of standing vertical jump by ankles acceleration measurement. Journal of Strength and Conditioning Research 24(5): 1229-1236.

Rosenberg, R. 2005. Why Is Ice Slippery? Physics Today. http://people.virginia.edu/~lz2n/mse305/ice-skating-PhysicsToday05.pdf (viitattu 22.11.2009)

Rämö, P. 2009a. RamonEdge®, luistimen terähuolto. Diaesitys. Henkilökohtainen tiedonanto syyskuussa 2009.

Rämö, P. 2009b. Henkilökohtainen keskustelu syyskuussa 2009.

Seniam. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Published by Roessingh Research and Development, Enschede, the Netherlands, ISBN 90-75452-14-4.

Thompson, C.J., Bemben, M.G. 1999. Reliability and comparability of the accelerometer as a measure of muscular power. Medicine & Science in Sports & Exercise 31(6): 897-902.

Uddeholm OY AB 2005. Työvälinemateriaalien työstö, työkaluterästen hionta. http://www.uddeholm.fi/finnish/files/tyokaluterasten_hionta.pdf, viitattu 23.11.2009).

Upjohn, T., Turcotte, R., Pearsall, D.J., Loh, J. 2008. Three-dimensional kinematics of the lower limbs during forward ice hockey skating. Sports Biomechanics 7(2): 206–221.