

Ola Kristoffer Tosterud

Effekten av en 6-ukers treningsperiode på kinematikk, O₂-kostnad og prestasjon i staking

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2017

Sammendrag

Formål: Formålet med denne studien var å undersøke hvordan stavlengdene 84% og 90% av kroppshøyde påvirket kinematikk, O₂-kostnad og prestasjon ved staking på tredemølle, samt hvilken effekt tilvenning til 90% hadde på disse variablene.

Metode: 11 godt trente langrennsløpere (snitt ± SD, 20±3 år, VO_{2maks} løp 70,3±8,2 ml·kg⁻¹·min⁻¹) gjennomførte to tester før og en test etter en 6 ukers treningsperiode med 90% stavlengde. Testene besto av seks submaksimale drag fordelt på tre belastninger: LAV (3 og 4,5 m·s⁻¹ for henholdsvis kvinner og menn, 1°), MED (3,75 og 5,25 m·s⁻¹, 1°) HØY (4,5 og 6 m·s⁻¹, 1°), samt to prestasjonstester. O₂-kostnad og 3D-kinematikk ble målt under alle de submaksimale dragene. På prestasjonstestene ble 3D-kinematikk og hastighet målt.

Resultater: Hovedfunnene viste: (I) Hastigheten på prestasjonstesten var signifikant høyere med 90% under pretest 1, stavlengde hadde derimot ingen effekt på prestasjon ved pretest 2 eller posttest. (II) O₂-kostnaden var signifikant lavere under alle submaksimale belastninger med 90% ved pretest 2, men kun ved belastning LAV etter treningsperioden. (III) Det ble ikke funnet noen systematiske forskjeller i temporale karakteristikk som følge av stavlengde, men det ble funnet en mindre forflytning av zCOM med 90% på belastning MED og HØY på pretest 2 og LAV på posttest.

Konklusjon: En økning i stavlengden fra 84% til 90% av kroppshøyde reduserte O₂-kostnaden på lave hastigheter, men hadde ingen signifikant effekt på prestasjonen ved høye hastigheter hverken før eller etter en 6 ukers treningsperiode med lange staver. Dette betyr at prestasjon med stavlengde tilsvarende 90% kroppshøyde ikke er påvist å være bedre enn stavlengde på 84% ved høye hastigheter i flatt terreng.

Forord

For meg som aktiv langrennsløper har det vært en utrolig givende og interessant å skrive masteroppgave innenfor et område jeg er meget interessert i.

Jeg vil starte med å takke min hovedveileder Thomas Losnegard. Du har vært en utrolig viktig samtalepartner og motivator for meg fra start til slutt. Din kunnskap om langrenn og øye for detaljer har gitt meg en helt ny innsikt i langrennssporten og lært meg utrolig mye. Uten din konstruktive kritikk og gode oppfølging hadde aldri denne masteroppgaven blitt det den er i dag.

Videre vil jeg rette en stor takk til Camilla Høvik Carlsen. Du har vært en utrolig viktig støtte og hjelp under hele prosessen. Du har hjulpet til med alt fra testing og bearbeiding av resultater til tilbakemelding under skriveprosessen. Samtidig vil jeg få takke Øyvind Karlsson og Erik Trøen for et godt miljø og samarbeid gjennom hele året.

En stor takk rettes også til Bjarne Rud som har vært min biveileder igjennom hele prosjektet. Dine tilbakemeldinger og våre diskusjoner har vært til stor hjelp.

Takk til Vidar Jacobsen for opplæring til testing på den biomekaniske delen. Takk til Svein Leirstein for opplæring i laborietesting for den fysiologiske delen. Takk til Øyvind Skattebo for god hjelp med ulike statistiske utfordringer. Mange takk til Kristine Aasen og Martin Isaksen for gode tilbakemeldinger og innspill under skriveprosessen.

Ikke minst rettes en stor takk til alle deltakerne i prosjektet. Dere har vist stor interesse for prosjektet og uten dere kunne jeg ikke ha fått til denne oppgaven. Spesielt takk til trenere og utøvere ved juniorgruppen i Kjelsås Langrenn. Dere har stilt med mange gode forsøkspersoner og kommet med gode innspill.

Til slutt vil jeg takke venner og familie for uvurderlig støtte gjennom hele prosessen.

Ola Kristoffer Tosterud

NIH, Oslo, mai 2017

Innhold

Sammendrag.....	3
Forord.....	5
Innhold	7
1. Innledning	9
1.1.1 Problemstilling:	10
1.1.2 Hypoteser:.....	10
2. Teori	11
2.1 Arbeidsøkonomi klassisk langrenn	12
2.2 Utvikling av stavlengde	12
2.3 Biomekanikk i staking.....	13
2.3.1 Temporale karakteristikker	14
2.3.2 Forflytning av zCOM og O ₂ -kostnad i staking.....	16
2.3.3 3D analyser i staking	16
2.4 Oppsummering.....	17
3. Metode.....	19
3.1 Deltagere.....	19
3.2 Eksperimentelt design	19
3.3 Klargjøring til test	21
3.4 Valg av stavlengde	23
3.5 Utstyr.....	23
3.6 Fysiologiske og kinematiske målinger.....	24
3.7 Treningsintervensjon.....	25
3.8 Analyse.....	26
3.8.1 Databehandling	26
3.8.2 Statistikk	27
4. Resultater.....	29
4.1 Treningsdata.....	29
4.2 Prestasjonstest	29
4.3 Fysiologiske forskjeller	30
4.3.1 84% vs. 90%	30

4.3.2	Pretest 1, pretest 2 og posttest.....	30
4.4	Hjertefrekvens og RPE.....	32
4.4.1	Hjertefrekvens 84% vs. 90%	32
4.4.2	Hjertefrekvens pretest 2 vs. posttest	32
4.4.3	RPE 84% vs. 90%	32
4.4.4	RPE pretest 1, pretest 2 og posttest	32
4.5	Temporale karakteristikk.....	34
4.5.1	84% vs 90%	34
4.5.2	Pretest 2 vs. Posttest	34
4.6	Total vertikal forflytning av massemiddepunktet (zCOM)	36
4.6.1	84% vs. 90%	36
4.6.2	Pretest 2 vs. Posttest	36
4.7	Minimums og maksimums verdi for zCOM.....	37
4.7.1	84% vs. 90%	37
4.7.2	Pretest 2 vs. Posttest	37
5.	Diskusjon	39
5.1	Effekt av stavlengde på prestasjonstest	39
5.2	Effekten av stavlengde på O ₂ -kostnad	41
5.3	Effekten av stavlengde på kinematiske parametere	42
5.3.1	Forflytning av zCOM	42
5.3.2	Temporale karakteristikk	43
5.4	Praktisk betydning.....	44
6.	Konklusjon.....	46
7.	Referanser	47
	Tabelloversikt	51
	Figuroversikt.....	53
	Forkortelser	54
	Vedlegg I	55
	Vedlegg II	57

1. Innledning

Langrenn har vært en olympisk gren siden de første olympiske vinterlekene i Chamonix, 1924. På grunn av mer effektiv trening, forbedring av utstyr og bedre løypepreparering har gjennomsnittshastigheten i langrenn økt mer enn noen annen olympisk kondisjonsidrett (Sandbakk & Holmberg, 2014). Staking er en underteknikk i klassisk langrenn som i hovedsak blir benyttet i flatt terreng og høye hastigheter. Imidlertid har dagens eliteutøvere forbedret teknikk, styrke og utholdenhet slik at de kan stake i alle partier av løypa. Denne utviklingen har ført til at flere langløp, sprint og distanserenn har blitt vunnet utelukkende med staking på blanke ski de siste sesongene (Holmberg, Lindinger, Stöggl, Eitzlmair, & Müller, 2005; Saltin, 1997; Sandbakk & Holmberg, 2014).

Hastigheten gjennom en langrennskonkurranse avhenger av flere fysiologiske og biomekaniske faktorer. En av disse faktorene er oksygenkostnad (O_2 -kostnad), definert som energiforbruket per distanse (di Prampero, 2003). Flere studier har vist et nært forhold mellom O_2 -kostnad og prestasjon i langrenn (Losnegard et al., 2017; Sandbakk, Holmberg, Leirdal, & Ettema, 2010). I staking overføres den fremdriftsskapende kraften kun via stavene og stavenes egenskaper som stivhet, pendel, vekt og lengde kan trolig påvirke O_2 -kostnad og prestasjon (Nilsson, 2008; Stöggl & Karlöf., 2013).

Stavlengde har blitt diskutert mye de siste tiårene, men har fått lite vitenskapelig oppmerksomhet. I dag ligger den gjennomsnittlige stavlengden i klassisk langrenn på 84% av kroppshøyde (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010), men tidligere studier indikerer at stavlengde opp mot 90% av kroppshøyde kan forbedre prestasjonen på svært korte distanser og sprinttester på ~ 3 minutter (Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2017; Nilsson, Jakobsen, Tveit, & Eikrehagen, 2003). Forbedret prestasjon virker å være relatert til kinematikk og O_2 -kostnad. Flere studier har vist at lange staver (~ 90% av kroppshøyde) kan føre til endring av kinematiske variabler og redusert O_2 -kostnad ved relativt lave hastigheter ($<4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017; Onasch, Killick, & Herzog, 2016).

Ut i fra disse studiene vet vi nå mer om hvordan stavlengde påvirker O_2 -kostnad og kinematikk i staking akutt ved submaksimale belastninger med relativt lav hastighet

(<4,5 m·s⁻¹). Imidlertid gir litteraturen utilstrekkelig informasjon om hvordan stavlengden påvirker O₂-kostnad, kinematikk og stakprestasjon ved høyere hastigheter (>4,5 m·s⁻¹), hvor staking i hovedsak benyttes under konkurranse. Videre finnes det lite informasjon om hvordan trening med lengre staver påvirker effekten av stavlengde. Kartlegging av dette kan bidra til å skape en større forståelse for hvilken stavlengde som er mest optimal for staking og hva som kjennetegner god staketeknikk.

1.1.1 Problemstilling:

- Vil stavlengdene 84% og 90% av kroppshøyde gi ulik kinematikk, O₂-kostnad og prestasjon i staking på rulleski ved høye hastigheter i flatt terreng?
- Hvordan vil en 6 ukers treningsperiode med stavlengden 90% av kroppshøyde påvirke kinematikk, O₂-kostnad og prestasjon sammenliknet med 84% av kroppshøyde ved staking på rulleski i høye hastigheter i flatt terreng?

1.1.2 Hypoteser:

- Stavlengden 90% av kroppshøyde endrer kinematiske parametere, gir lavere O₂-kostnad og bedre prestasjon ved staking på rulleski i høye hastigheter i flatt terreng sammenliknet med stavlengde på 84% av kroppshøyde.
- 6 ukers tilvenning til stavlengden 90% av kroppshøyde sammenliknet med 84% vil føre til endring av kinematiske parametere, lavere O₂-kostnad og større forbedring i prestasjon ved staking på rulleski i høye hastigheter i flatt terreng.

2. Teori

I alle kondisjonsidretter er målet å ha høyest mulig gjennomsnittshastighet fra start til mål. Den gjennomsnittlige hastigheten ($m \cdot s^{-1}$) over en gitt distanse blir i hovedsak bestemt av energiomsetning ($J \cdot s^{-1}$) og arbeidsøkonomi ($J \cdot m^{-1}$) (di Prampero, 2003).

$$\text{Hastighet } (m \cdot s^{-1}) = \frac{\text{Energiomsetning } (J \cdot s^{-1})}{\text{Arbeidsøkonomi } (J \cdot m^{-1})}$$

En økt energiomsetning og/eller forbedret arbeidsøkonomi vil øke hastigheten og dermed føre til en bedre prestasjon. Den totale energiomsetningen blir bestemt av den aerobe og anaerobe energifrigjøringen. Langrenn er en idrett med variasjon i konkurransetid fra 2-3 minutter til flere timer, størrelsen på det aerobe og anaerobe bidraget vil derfor være avhengig av intensiteten og varigheten på konkurransen. Uavhengig av dette er langrenn en idrett som krever høy energiomsetning og god arbeidsøkonomi (Losnegard, Schäfer, & Hallén, 2014; Sandbakk et al., 2010). Det maksimale oksygenopptaket (VO_{2maks}) er definert som organismens maksimale evne til å ta opp og omsette oksygen og setter en øvre grense for aerob energiomsetning per tidsenhet (Bassett & Howley, 2000). VO_{2maks} er en av de viktigste prestasjonsbestemmende faktorene i kondisjonsidretter (Joyner & Coyle, 2008; Saltin & Astrand, 1967). For å oppnå god prestasjon i langrenn er man derfor avhengig av høy VO_{2maks} og elite langrennsløpere har demonstrert noen av de høyeste VO_{2maks} verdiene noen sinne. (Holmberg, Rosdahl, & Svedenhag, 2007; Losnegard & Hallén, 2014; Sandbakk et al., 2016). Allikevel kan det forekomme store forskjeller i prestasjon mellom langrennsløpere med lik VO_{2maks} (Sandbakk et al., 2010). Dette kan blant annet forklares med ulik arbeidsøkonomi og utnyttingsgrad. Utnyttingsgrad kan defineres som akkumulert oksygenopptak delt på VO_{2maks} , men vil ikke omtales dypere i denne oppgaven (Basset & Howley, 2000). O_2 -kostnad er en av de mest benyttede metodene for å oppgi arbeidsøkonomi og er definert som O_2 -kostnaden ved en gitt submaksimal belastning. O_2 -kostnaden blir bestemt ved måling av et stabilt (steady state) oksygenopptak og RER verdien for å beregne energiekvivalenten til oksygen ved den gitte belastningen (Bassett & Howley, 2000; Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004). Indre faktorer som antropometriske karakteristikk, kroppsmasse, fettfri masse og fibertypefordeling, samt ytre faktorer som teknikk, utstyr, terreng, temperatur, luftmotstand og snøforhold har trolig innvirkning på arbeidsøkonomien (Carlsen, 2016)

2.1 Arbeidsøkonomi klassisk langrenn

Klassisk langrenn består i hovedsak av tre underteknikker, staking, staking med fraspark og diagonalgang. Teknikkene fungerer som et girsystem og løperne velger teknikk ut i fra stigning og hastighet. Riktig teknikkvalg kan påvirke arbeidsøkonomi og prestasjon i stor grad (Pellegrini et al., 2013). Diagonalgang blir i hovedsak benyttet i moderate til bratte motbakker, staking med fraspark brukes i motbakker hvor stigningen er lav til moderat, mens staking blir brukt på flater og i høye hastigheter. Ved staking i flatt terreng har det tidligere blitt observert en lavere O₂-kostnad enn ved diagonalgang på samme stigning (Hoffman & Clifford, 1990; Hoffman et al., 1994). Ved økt stigning ble derimot forskjellen mellom teknikkene eliminert og det teknikk spesifikke O₂-opptaket viste seg å være likt eller lavere ved diagonalgang (Hoffman et al., 1994). Senere observerte også Pellegrini et al., (2013) at staking var mer arbeidsøkonomisk enn de andre klassiske teknikkene i flatt terreng. Ved øktende stigning økte derimot O₂-kostnaden i staking med en høyere rate enn de andre teknikkene, og ved 3° var forskjellen utliknet. I motbakke vil behovet for kraftoverføring igjennom stavene øke mer i staking enn i diagonalgang, hvor noe av fremdriften også skapes med beina. En bedre distribusjon av arbeid mellom over- og underekstremiteten i diagonalgang vil trolig være fordelaktig ved økt stigning. På bakgrunn av dette ble diagonalgang estimert å være mer arbeidsøkonomisk enn staking ved stigninger over 4° (Pellegrini et al., 2013). Allikevel blir staking i større og større grad benyttet gjennom en hel langrenns konkurranse. Dette kan blant annet være forårsaket av ytre forhold, som reduksjon i friksjon mellom snø og ski ved nye typer ski og smurning, stivere staver med bedre pendel og bedre løypepreparering (Stöggl & Holmberg, 2016).

2.2 Utvikling av stavlengde

Endring av utstyr har tidligere vist seg å akutt forbedre prestasjon i ulike idretter. Blant annet har heldekkende drakter i svømming og klappskøyter i lengdeløp på skøyter gitt en akutt bedring i prestasjon (Chatard & Wilson, 2008; de Koning, Houdijk, de Groot, & Bobbert, 2000). I staking overføres den fremdriftsskapende kraften kun via stavene. Stavenes egenskaper som stivhet, pendel og vekt kan derfor antas å påvirke arbeidsøkonomi og dermed prestasjon (Nilsson, 2008; Stöggl og Karlöf, 2013). Gjennom tidene har stavene endret seg mye. Fra bambusstaver med store trinser til dagens carbonstaver har det skjedd en enorm utvikling av stavens stivhet, pendel og vekt. Sett bort i fra stavens materiale kan trolig også lengden på stavene ha en betydning for

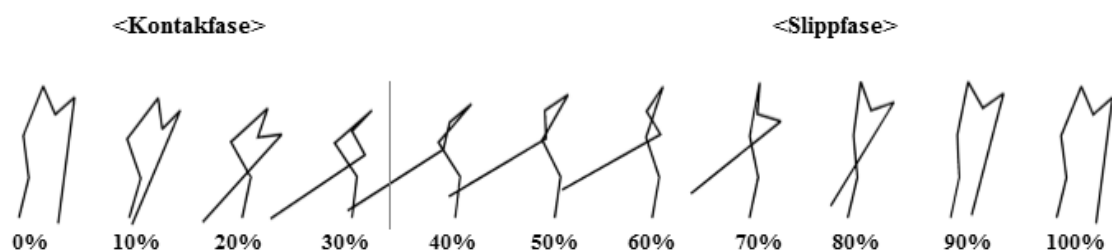
arbeidsøkonomi. Stav lengden benyttet av eliteløpere har variert opp igjennom tidene. På begynnelsen av 80-tallet ble skøyting introdusert. I denne stilarten ble det raskt benyttet lengre staver. Dette medførte også en økning av stav lengden i klassisk stil. På denne tiden demonstrerte tidligere olympiske mester Gunde Svan, at skigåing med en stav på 2,30 m kunne være effektivt og gi høye hastigheter. Dette førte til at International Ski Federation (FIS) endret reglene for stav lengde. Regelen medførte at stav lengden ikke kunne overgå løperens høyde, og at to staver med lik lengde måtte benyttes i konkurranse (Bengtsson, 2010). På slutten av 80-tallet og starten av 90-tallet ble det benyttet stav lengder rundt 90% av kroppshøyden (Hoffman & Clifford, 1990), mens lengden ble redusert til 82-84% av kroppshøyden på midten av 90-tallet (Hoffman et al., 1994). Etter dette har det skjedd lite i utviklingen av stav lengde for eliteløpere og en lengde på ~ 83-84% har blitt sett på som den generelle normen (Hansen & Losnegard, 2010; Holmberg, Lindinger, Stöggl, Björklund, & Müller, 2006; Holmberg et al., 2005; Losnegard et al., 2017; Nilsson et al., 2003; Sandbakk et al., 2016)

De siste årene har stav lengde fått økt vitenskapelig oppmerksomhet. Noen få studier har vist at stav lengde kan ha en effekt på korte maksimale prestasjoner i staking (Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2017; Nilsson et al., 2003), samt at stav lengde kan ha en effekt på O₂-kostnad (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016). På tross av få vitenskapelige bevis innførte FIS før 2016/17 sesongen en midlertidig regel for å «bevare» klassisk langrenn. Denne regelen begrenser stav lengden til 83% av kroppshøyde (inkludert skisko) i klassiske konkurranser (fis-ski.com, 2016).

2.3 Biomekanikk i staking

Det ser ut til å være en sammenheng mellom O₂-kostnad og biomekaniske variabler i flere idretter. I løping har O₂-kostnad vist seg å være relatert til variasjon stegfrekvens og vertikal forflytning av masse middepunktet (zCOM) (Belli, Lacour, Komi, Candau, & Denis, 1995; Candau et al., 1998). Det samme ser ut til å gjelde i svømming, hvor både zCOM og frekvensen på svømmetakene kan påvirke O₂-kostnaden (Barbosa, Fernandes, Keskinen, & Vilas-Boas, 2008; Barbosa et al., 2005). I staking observerte Lindinger & Holmberg (2011) og Onasch et al., (2016) en reduksjon i O₂-kostnad ved lavere frekvens, og flere studier har sett en sammenheng mellom forflytning av zCOM og O₂-kostnad i staking (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016; Zoppirolli, Pellegrini, Bortolan, & Schena, 2015).

Staking er en kompleks bevegelse som involverer både over og underkroppen. Stakebevegelsen følger et spesifikt fleksjon-ekstensjonsmønster i albue, hoft og kne leddet, hvor minimumsvinklene oppstår rundt makskraft i stavtaket (Holmberg et al., 2005). Muskelaktivering starter med overkropp og hoft fleksorer, deretter skulder ekstensorer og avsluttes med en ekstensjon av triceps brachii. Bojsen-Møller et al. (2010) observerte at triceps brachii, latissimus dorsi, teres major og pectoralis musklene i hovedsak var de mest aktive musklene i staking. Imidlertid så det ut til at en økning i arbeidsintensitet førte til et økt bidrag fra musklene som strekker seg over nedre del av ryggraden, hoft og kneleddet. En mulig forklaring på dette kan være at arm- og skuldermusklene oppnår et platå i energiproduksjon ved submaksimale arbeidsintensiteter. Dermed må musklene i underekstremiteten bidra i større grad ved høyere intensiteter (Bojsen-Møller et al., 2010; Rud, Secher, Nilsson, Smith, & Hallén, 2014).



Figur 1: Illustrasjon av staketeknikk ved $\sim 1^\circ$ og $\sim 5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ i løpet av én syklus (0-100 %). Inndelt i kontakt- og slippfase.

2.3.1 Temporale karakteristikk

Sykluslengden og syklusfrekvensen bestemmer i hovedsak hastigheten i staking. Sykluslengde defineres som tiden eller distansen mellom to stavissett, mens syklusfrekvensen er antall sykluser per sekund (Hz). For å øke hastigheten må man øke en av faktorene eller begge (Stöggl & Müller, 2009). Ved økende hastighet og/eller friksjon ser det ut til at syklusfrekvensen økes (Lindinger, Holmberg, Müller, & Rapp, 2009; Nilsson, Tinmark, Halvorsen, & Arndt, 2013; Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004; Stöggl, Müller, Ainegren, & Holmberg, 2011) og at sykluslengden opprettholdes (Nilsson et al., 2004) eller reduseres (Nilsson et al., 2013; Stöggl et al., 2011). En økning i syklusfrekvens forklares ved den reduserte tiden løperen har til å utvikle kraft mot

underlaget når hastigheten økes. De senere årene har eliteløpere derimot utviklet en «ny» staketeknikk som karakteriseres ved en mindre minimumsvinkel i albue, hoft og kne, samt en høyere fleksjonshastighet av albue og hoftevinkel (Holmberg et al., 2005). Lindinger et al. (2009) observerte en økning i sykluslengde og syklusfrekvens ved økende hastigheter. Dette ble forklart med en økt fremdriftsskapende kraft som følge av den «moderne» staketeknikken.

Temporale karakteristikk kan påvirkes av en rekke ytre faktorer, blant annet luftmotstand, føreforhold og helningsgrad. I tillegg kan det tenkes at endring i utstyr, som stavlengde kan påvirke dette. I 2003 fant Nilsson et al., en større fremdriftsskapende anterior-posterior kraft og en større hastighetsøkning ved bruk av 7,5 cm lengre staver enn selvvalgt stavlengde. Dette var relatert til en økt kontakttid som følge av lengre staver. Disse resultatene kommer riktignok fra ett enkelt stavgang og sier derfor lite om hva som faktisk skjer under staking på snø i konkurranse. Hansen & Losnegard (2010) gjennomførte derfor en studie som bygde videre på funnene fra Nilsson et al., (2003). Her ble effekten av 7,5 cm lengre- og kortere staver enn selvvalgt stavlengde undersøkt ved en maksimal 80-m staketest på snø. Dette forsøket viste at tiden ble redusert med 0,11 s med bruk av lengre staver enn selvvalgte noe som tilsvarte 88 cm "forsprang" over 80 m (Hansen & Losnegard, 2010). Dette var ikke relatert til endring i temporale karakteristikk, men disse studiene indikerer at lengre staver (~ 88-90% av kroppshøyden) kan være prestasjonsfremmende under korte og maksimale prestasjoner i staking.

Senere har flere studier undersøkt effekten av stavlengder på temporale karakteristikk og O₂-kostnad ved submaksimale belastninger (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016), men resultatene er noe sprikende. Onasch et al., (2016) observerte økende kontakttid, redusert frekvens og økende slipptid med bruk av lengre staver (77-98% av kroppshøyde) på 2° ved en hastighet på 90% av anaerob terskel (~ 3,5 m·s⁻¹). Dette var relatert til en lavere O₂-kostnad med lange staver. Losnegard et al., (2017) observerte en tendens til økt kontakttid med lange staver (88% av kroppshøyde) sammenliknet med korte (84% av kroppshøyde) ved hastigheter ≤ 3,5 m·s⁻¹, men ved ≥ 4 m·s⁻¹ var det ingen forskjell mellom stavlengdene. Carlsen (2016) fant derimot ingen forskjeller i syklustid, frekvens, kontakt- eller slipptid hverken ved 1,7° og 4,5 m·s⁻¹ eller 4,5° og 2,5 m·s⁻¹. På tross av dette ble det funnet redusert O₂-kostnad med

lange staver i begge overnevnte studier. Dette kan være relatert til andre kinematiske parametere, blant annet forflytning av zCOM.

2.3.2 Forflytning av zCOM og O₂-kostnad i staking

All bevegelse av kroppsmassen krever energi og i flere idretter ser forflytningen av zCOM ut til å være relatert til O₂-kostnaden under bevegelse (Barbosa et al., 2005; Belli et al., 1995). I staking synes også forflytningen av zCOM å være av betydning for O₂-kostnaden. Zoppirolli et al.(2015) sammenliknet kinematikk i staking mellom løpere på elite og nasjonalt nivå. Her ble det funnet mindre total forflytning av zCOM hos eliteløpere, som ble forbundet med en lavere O₂-kostnad. Den høyeste posisjonen av zCOM ble observert rett før stavissettet og var ikke forskjellig mellom de to gruppene. Den laveste posisjonen av zCOM i gjennom en syklus forekom mot slutten av kontaktfasen og virket å være relatert til O₂-kostnad med et negativt forhold. Det vil si at en dypere posisjon mot slutten av kontaktfasen medførte høyere O₂-kostnad (Zoppirolli et al., 2015).

For å presisere om forflytningen av zCOM har en sammenheng med O₂-kostnad bør derimot forsøkspersonen fungere som sin egen kontroll. Dette vil redusere påvirkningen av konfunderende faktorer, som for eksempel nivå. På denne måten vil det være mulig å undersøke om endring av en ytre faktor som f.eks. utstyr påvirker forflytningen av zCOM og O₂-kostnad hos den enkelte løperen. I staking observerte Losnegard et al. (2017) og Carlsen (2016) en mindre total forflytning av zCOM med lange staver sammenliknet med selvvalgt stavlengde. Denne forflytningen var relatert til en lavere O₂-kostnad med lange staver (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017). Resultatene fra disse studiene indikerer at mindre total forflytning av zCOM kan ha en sammenheng med lavere O₂-kostnad og dermed prestasjon i staking.

2.3.3 3D analyser i staking

Kinematiske analyser ved bruk av 3D videoposisjoneringsystem er relativt nytt i langrenn. Kun et fåtall tidligere studier har benyttet denne metoden for registrering av kinematikk i staking (Carlsen, 2016; Nilsson et al., 2013; Stöggl & Holmberg, 2011, 2016; Zoppirolli et al., 2015). Sammenliknet med 2D gir 3D muligheten til å analysere bevegelsen i tre plan (x, y, z) og dermed gi en mer detaljert og presis beskrivelse av teknikken. I studiene av Nilsson et al. (2013) og Stöggl & Holmberg (2016) ble det

benyttet et analytisk modelleringsprogram. Dette programmet danner en skjelettmodell av kroppssegmentene og beregner plasseringen av leddsentrene ut fra markørene. På bakgrunn av dette blir de kinematiske analysene laget. 3D analyser er en veldig sensitiv målemetode og potensielle feilkilder er i hovedsak knyttet til markørplassering og bevegelse av hud og muskler rundt markørene, samt instrumentelle feil (Chiari, Croce, Leardini, & Cappozzo, 2005; Leardini, Chiari, Croce, & Cappozzo, 2005). Ved å øke antall studier med 3D kinematikk vil man kunne beskrive staketeknikken mer detaljert og komme nærmere svaret på hva som optimal staketeknikk.

2.4 Oppsummering

De siste årene har det skjedd en enorm utvikling av langrennssporten, og staking er i dag hovedteknikken i klassisk langrenn. Resultater fra tidligere studier har vist at diagonalgang er mer økonomisk enn staking i motbakker (Pellegrini et al., 2013), men ved bruk av kun staking kan løperen droppe festesmurningen. Dette vil redusere friksjonen mellom snøen og skiene, noe som har ført til at alt fra langløp til sprint og distanserenn i verdenscuprenn kan vinnes med kun staking på blanke ski.

Endring av utstyr og teknikk har tidligere vist seg å forbedre prestasjon akutt i ulike idretter (Chatard & Wilson, 2008; de Koning et al., 2000). I staking overføres den fremdriftsskapende kraften kun via stavene. Derfor vil trolig stavenes egenskaper kunne påvirke arbeidsøkonomi og teknikk. Tidligere studier har vist at lengre staver i staking akutt påvirker den fremdriftsskapende kraften og prestasjonen ved korte og maksimale øvelser (Hansen & Losnegard, 2010; Nilsson et al., 2003), samt O₂-kostnad og teknikk under submaksimale belastninger (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016). Litteraturen gir derimot utilstrekkelig informasjon om effekten av stavlengde på teknikk og O₂-kostnad i høyere hastigheter (>4,5 m·s⁻¹), maksimal hastighet, samt effekten av tilvenning til nytt utstyr. Kinematiske analyser ved bruk av 3D videoposisjoneringssystem og måling av stabilt O₂-opptak med et automatisk ergospirometrisystem vil gi en presis beskrivelse av staketeknikken, samt avdekke eventuelle forskjeller i teknikk og O₂-kostnad som følge av stavlengde før og etter en treningsperiode med lange staver.

3. Metode

3.1 Deltagere

Sju mannlige og fire kvinnelige langrennsløpere på nasjonalt nivå ble rekruttert til prosjektet. Inklusjonskriteriet for deltagelse i studien var deltagelse i norgescup eller eliteklasser i ski classics foregående sesong for seniorløpere. For juniorløpere var i tillegg et av kriteriene topp 30 plassering i Norgescup foregående sesong. Antropometriske karakteristikk, VO_{2maks} i løping og stavlengdene til forsøkspersonene er presentert i tabell 1. VO_{2maks} ble testet på en separat dag ved løping på tredemølle (for protokoll se (Losnegard et al., 2014)). Prosjektet ble sendt Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) avdeling sør-øst før oppstart og er gjennomført etter norsk lov og i henhold til Helsinki deklarasjonen (referansenummer: 2016/1447). Alle deltagerne ga sitt skriftlige informerte samtykke før deltagelse i studien (vedlegg II). Forsøkspersoner under 18 år hadde i tillegg skriftlig samtykke av forelder eller foresatt.

Tabell 1: Alder, antropometriske karakteristikk, stavlengde og VO_{2maks} til forsøkspersonene. ¹: Vingefang er avstanden fra høyre til venstre fingertupp med utstrakte armer. Data er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD). $n = 11$

Variabel	Gjennomsnitt \pm SD
Alder (år)	20 \pm 3
Stavlengde 84% (cm)	147,7 \pm 8,9
Stavlengde 90% (cm)	158,2 \pm 9,5
Høyde (cm)	175,5 \pm 10,9
Vingefang (cm) ¹	175,1 \pm 11,2
Vekt (kg)	69,3 \pm 8,2
VO_{2maks} løp ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	70,3 \pm 8,2

3.2 Eksperimentelt design

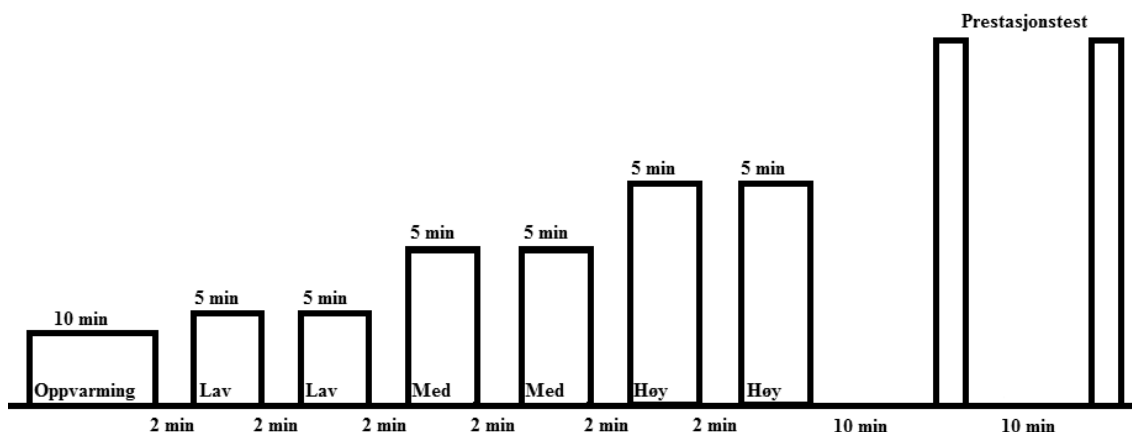
For å undersøke effekten av stavlengde på kinematikk, O_2 -kostnad og prestasjon i staking ble et *counterbalanced crossover design* benyttet. All testing ble gjennomført ved staking på rulleskimølle i perioden september til november 2016 på Norges idrettshøgskole. På tre separate testdager (pretest 1, pretest 2 og posttest) ble O_2 -kostnad, prestasjon og 3D-kinematikk (pretest 2 og post) målt.

Etter 10 min oppvarming (1° ; $2-3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for kvinner, $3-4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for menn; 60-75% av maksimal hjertefrekvens) gjennomførte forsøkspersonene seks submaksimale drag på tre ulike belastninger (LAV, MED, HØY) (tabell 2). Deretter ble en prestasjonstest gjennomført to ganger. Hver belastning, samt prestasjonstesten ble gjennomført med både 84% og 90% staver. Hvert av de submaksimale dragene hadde en varighet på 5 min med 2 min pause mellom hvert drag (tabell 2). Alle forsøkspersonene gjennomførte belastningene i samme rekkefølge (LAV-MED-HØY), men rekkefølgen av stavlengdene ble balansert. Hver forsøksperson brukte den samme rekkefølgen på stavlengdene ved pretest 1, pretest 2 og posttest.

Tabell 2: Oversikt over hastighet ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) ved de ulike belastningene. Alle belastninger er gjennomført på 1° .

	Menn	Kvinner
	Hastighet ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	Hastighet ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
LAV	4,5	3,0
MED	5,25	3,75
HØY	6,0	4,5

Før- og mellom hver prestasjonstest gjennomførte forsøkspersonen 10 min aktiv hvile. Dette bestod av å gå med en hastighet på $2-3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ med valgfri klassisk teknikk. Prestasjonstesten ble gjennomført som en ramptest ved 1° . Testen startet med hastighet $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ og $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for henholdsvis menn og kvinner og økte $0,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ hvert tiende sekund. Under prestasjonstesten ble løperen bedt om å holde seg innenfor en sone markert av to lasere på fremre del av rullskimøllen. Når løperen passerte den bakerste lasermarkøren med framhjulet ble testen stoppet. Den totale varigheten for hele testen var på ~ 75 min, samt ~ 45 min til klargjøring av forsøkspersonen (figur 2).

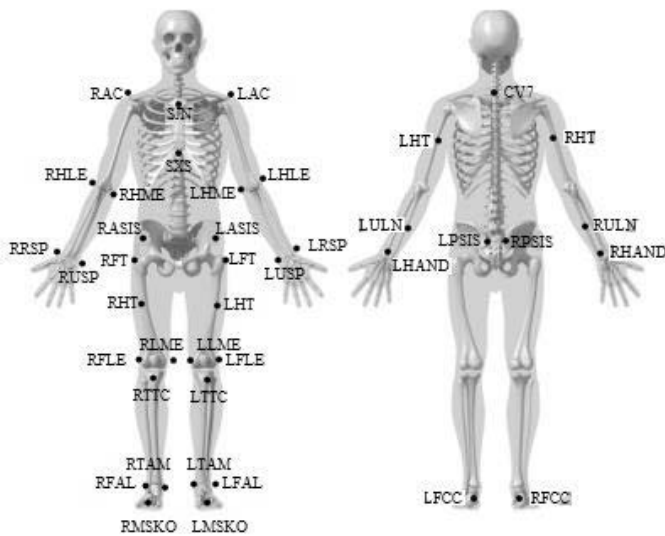


Figur 2: Protokoll for testing av fysiologiske og kinematiske parametere

3.3 Klargjøring til test

Før hver testdag ble videoposisjoneringssystemet ProReflex (Qualisys, Sävedalen, Sverige) brukt til innsamling av kinematiske data kalibrert ved bruk av en dynamisk kalibreringsmetode. En kalibreringsstav ble ført rundt innenfor et volum på ~12 m³ (3 m langt, 2 m bredt og 2 m høyt) med et konstant referanseobjekt for å definere koordinatsystemet til bevegelsen. Kalibreringsopptaket hadde en varighet på 40 sekunder.

Før montering av refleksmarkører ble det foretatt ulike antropometriske mål til bruk i de biomekaniske analysene. Totalt ble det montert 51 refleksmarkører (sfæriske, 7 mm) til forsøkspersonen og utstyret. På forsøkspersonen ble det festet 41 markører til huden med dobbeltsidig tape på gjenkjennelige anatomiske punkter. Markørene ble brukt for å identifisere de viktigste kroppssegmentene for analyse av zCOM og temporale karakteristikk i staking. Markørene ble plassert på pelvis, trunkus samt høyre og venstre over- og underekstremitet for dannelse av en tredimensjonal modell (figur 2, tabell 3). På utstyret ble det festet 10 markører, to på høyre og venstre stav (10 og 100 cm fra håndtaket), to på høyre og venstre ski (foran og bak) og to på siden av møllen (plassert 85 cm fra hverandre). Før oppvarmningen ble det gjort et opptak (15 s) av forsøkspersonene stillestående i utgangsstilling med skiene plassert parallelt i fartsretningen, armene utstrakt og plassert foran kroppen slik at stavene dannet en vinkel på ~ 90° med rullskimøllen. Etter opptaket av utgangsstillingen ble markørene på SJN, SXS, RLME, LLME, RRSP, LRSP, RUSP og LUSP fjernet (figur 3).



Figur 3: Markørplassering benyttet for beregning av zCOM

Tabell 3: Markørene brukt til konstruksjon av de ulike segmentene for beregning av zCOM

Segment						
Fot	Legg	Lår	Pelvis	Trunkus	Overarm	Underarm
Posterior Surface of Calcaneus	Tibial Tuberosity	Femur Lateral Epicondyle	Anterior Superior Iliac Spine	Sternum Jugular Notch	Triceps ²	Ulna-Styloid Process
Tibia Apex of Medial Malleolu		Femur Medial Epicondyle	Posterior Superior Iliac Spine	Sternum Xiphisternal Joint	Lateral Epicondyle of Humerus	Radius-Styloid Process
Fibula Apex of Lateral Malleolus		Anterior på femur ¹		Acromion	Medial Epicondyle of Humerus	Ulna ³
Base of Second Metatarsal		Femur greater Trochanter		CV7		Hand ⁴

1: plassert asymmetrisk midt mellom trochanter major og lat. femoral epikondyl, 2: plassert asymmetrisk midt mellom scapula og lat. humerus epikondyl, 3: plassert asymmetrisk midt mellom lat. humerus epikondyl og g proc. styloideus ulnae. 4: plassert på ulnar notch of radius. Lat: lateral, Med: medial, Ant: anterior, Proc: process, ASIS: anterior superior iliac spine, PSIS: posterior superior iliac spine, CV7: 7. cervikal ryggvirvel.

3.4

3.4 Valg av stavlengde

Lengden på stavene ble bestemt ut i fra tidligere studier og pilottesting (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2016; Losnegard et al., 2017). Før oppstart av prosjektet ble en pilottest gjennomført med stavlengder på 90%, 95% og 100% av kroppshøyde. Resultatene fra pilottesten viste ingen signifikant forskjell i O₂-kostnad mellom 90% ($43,4 \pm 1,8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), 95% ($42,7 \pm 2,0 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) og 100% ($43,1 \pm 2,7 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) ved 1,7° og 4,5 m·s⁻¹. Resultatene viste heller ingen forskjell mellom stavene i hjertefrekvens eller RPE (antall tester = 11). Stavlengde tilsvarende 90% av kroppshøyde ble derfor valgt i dette prosjektet. Som kontroll for 90% stavlengde ble det benyttet en lengde på 84% av kroppshøyden. Dette er den stavlengden som gjennomsnittlig blir anvendt i klassisk langrenn (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010).

3.5 Utstyr

Testingen og treningsintervensjonen ble gjennomført på en stor tredemølle med dimensjon 3 x 4,5 m (Rodby, Sødertalje, Sverige). Forsøkspersonene ble under testingen sikret med brystsele festet til et tau fra taket som ved drag utløste automatisk stopp av møllen.

Rulleskiene var av typen Swenor Fibreglass med 2er hjul foran 3er hjul bak (Sarpsborg, Norge) som gav en rullefriksjon på 0,023 μ med kalde ski. Bindingsystemet som ble benyttet var av typen NNN (NNN, Rottefella, Klokkekarstua). Skistavene var Swix Triac 1.0 eller 2.0 (Swix, Lillehammer, Norge) med spesiallagde pigger for tredemøllen. Rullefriksjonen ble regelmessig testet under hele testperioden, for at sikre lik friksjon underveis.

Oksygenopptaket ble kontinuerlig målt med et automatisk ergospirometrisystem med miksekammer (Oxycon Pro, Jaeger Instrument, Hoechberg, Tyskland). Ekspirasjonsgassen ble analysert og oppgitt som et gjennomsnitt hvert halvminutt. Kalibreringen ble gjennomført før hver test etter instruksjonsmanualen, der oksygenanalysatoren ble kalibrert mot en sertifisert kalibreringsgass (180kPa, 5,55% karbondioksid (CO₂) og 94,45% nitrogengass (N₂). Luftstrømturbinen (Triple V; Erich jaeger GmbH, Hoechberg, Tyskland) ble kalibrert manuelt med en treliters

kalibreringspumpe (Calibration Syringe, series 5530; Hans Rudolph Inc., Kansas City, Missouri, USA). Ergospirometrisystemet ble testet regelmessig under test og treningsperioden for å sikre reliabiliteten (vedlegg 1).

Hjertefrekvens ble registrert med pulsklokke av typen Polar V800 (Polar Electro OY, Kempele, Finland). Opplevd anstrengelse ble registrert etter hvert drag (Borg Rating of Perceived Exertion (RPE; 6-20) (Borg, 1982).

Forsøkspersonenes høyde, vingefang, benlengde, lengde av thorax og lengde av hode og hals, samt omkrets av brystkasse, overarm (proksimalt), albue, håndledd, lår (proksimalt), kne- og ankelledd ble målt ved hjelp av høydemåler (Seca 213, Hamburg, Tyskland) og manuelt målebånd. Kroppsvekt (nettovekt, og med sele, ski og staver; totalvekt) ble målt med Seca (model 708 Seca, Hamburg, Tyskland).

For innsamling av kinematiske data ble det benyttet et 3-dimensjonalt videoposisjoneringssystem (ProReflex, Qualisys, Sävedalen, Sverige) med programvaren Qualisys Track Manager (QTM) 2.7 og 14 kameraer (Oqus 4, Qualisys Medical AB, Göteborg, Sverige). ProReflex systemet fungerer ved at kameraene sender ut infrarødt lys med en gitt frekvens. Det infrarøde lyset reflekteres fra refleksmarkører tilbake til kameraene, hvor det registreres. Programvaren QTM bestemmer da markørenes posisjon 3-dimensjonalt ved «krysspeiling». Visual3D (C-Motion, Inc., USA) ble benyttet for videre analyse av kinematiske parametere. For å validere resultatene fra de temporale karakteristikkene ble 2D video analysert i Tracker (Tracker version 4.84, Douglas Brown, Open Source Physics).

3.6 Fysiologiske og kinematiske målinger

O₂-kostnaden er angitt som det gjennomsnittlige oksygenopptaket relativt til kroppsmassen ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) over tidsrommet 3-4,5 min etter oppstart av de submaksimale dragene. Hjertefrekvens ble målt kontinuerlig og er angitt som et gjennomsnitt fra tidsrommet 3-4,5 min etter oppstart av de submaksimale dragene. Opplevd anstrengelse ble registrert etter hvert drag (Borg Rating of Perceived Exertion (RPE; 6-20) (Borg, 1982)

Innsamlingen av kinematiske data fra de submaksimale dragene ble gjort under de siste 30 sekundene av hvert drag. Før datainnsamlingen startet ble munnstykket og slangen til ergospirometrisystemet fjernet. Innsamlingen ble gjort med opptaksfrekvens 300 Hz og varighet 15 og 45 sekunder under henholdsvis de submaksimale dragene og prestasjonstesten. Under prestasjonstesten ble datainnsamlingen startet 30 sekunder før den høyeste hastigheten oppnådd under pretest 1 ($6,8 \pm 0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). De ti sekundene med høyest hastighet under opptaket ble benyttet for videre analyser ($7,3 \pm 0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). O₂-kostnad, hjertefrekvens og RPE ble ikke registrert under prestasjonstestene.

3.7 Treningsintervensjon

Treningsintervensjonen foregikk fra starten av oktober til midten av november 2016 og hadde en varighet på 6 uker. Forsøkspersonene gjennomførte én økt pr uke de første 4 ukene og to økter pr uke de siste 2 ukene av intervensjonen.

Hver økt besto av 50 minutter sammenhengende staking etterfulgt av fire hurtighetsdrag i staking med 2 min pause mellom hvert drag. De første 50 min ble delt opp i tre ulike sekvenser som ble gjennomført fem ganger (tabell 4). Her gikk forsøkspersonene sammen to og to, men på hurtighetsdragene gikk de én om gangen. Forsøkspersonene ble matchet etter nivå og hastigheten på de ulike sekvensene ble tilpasset etter dette. Det ble brukt én til to økter for å finne riktig hastighet for hver gruppe. Hurtighetsdragene besto av 10 sekunder på $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ etterfulgt av 10 sekunder på så høy hastighet som mulig. På hurtighetsdragene ble det benyttet samme lasersone som på prestasjonstesten. Hvis forsøkspersonen gjennomførte hurtighetsdraget innenfor sonen uten problemer ble hastigheten økt med $0,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ til neste hurtighetsdrag. Den høyeste oppnådde hastigheten ble brukt som utgangspunkt for hastighet på neste økt.

Tabell 4: Oversikt over stigning og varighet ved de ulike belastningene på treningsøkten.

Sekvens	Stigning menn	Stigning kvinner	Varighet (min)
I	1°	1°	5
II	3°	2°	3
III	5°	4°	2

3.8 Analyse

3.8.1 Databehandling

Behandlingen av de kinematiske dataene ble gjort i Qualisys Track Manager hvor de ulike markørene ble identifisert. Basert på opptaket av utgangsstillingen ble det dannet en AIM-modell (Automatic Identification of Markers) som ble tilført de resterende opptakene. I tilfelle markører ikke ble fanget opp av kameraene ble det utført manuell posisjonering («gap fill»). QTM-filene ble deretter eksportert til C3D- og TSV-format for videre analyse i Visual3D. I Visual3D ble det dannet en rigid skjelett-modell bestående av segmentene pelvis, trunkus, høyre og venstre over- og underekstremitet, samt høyre og venstre ski og stav.

Rådata fra bevegelsesfilene ble filtrert med et lavpassfilter med en cut-off frekvens på 6 Hz før videre behandling, for å redusere støy fra opptakene. For hver belastning ble kinematiske karakteristikker funnet for begge stavlengder. Alle de kinematiske dataene ble beregnet ut fra 5 sammenhengende sykluser og er presentert som et gjennomsnitt av de 5 syklusene. X,y-kordinatene og zCOM ble for hver syklus normalisert ved en 3.grads interpolasjon med 101 punkter for beregning av gjennomsnitt og sammenligning mellom forsøkspersonene.

Syklustid ble definert som den gjennomsnittlige tiden mellom to stavsett for høyre og venstre stav. Hver syklus ble inndelt i kontakt- og slippfase. Kontaktfasen ble definert som tiden mellom stavsett og tidspunktet staven forlater underlaget. Slippfasen er definert som tiden mellom stavslipp og neste stavsett. Syklusfrekvens ble definert som antall sykluser per sekund (Hz).

zCOM ble automatisk beregnet fra en modell i Visual 3D. Visual 3D kalkulerer massen og formen til hvert segment relativt til den totale kroppsmassen med bakgrunn i Dempsters regresjonslikninger og Hanavans matematiske modell av menneskekroppen. Ut i fra dette blir posisjonen til massemiddepunktet (COM) beregnet for hvert segment og videre relatert til det proksimale segmentet og dermed blir det beregnet et samlet COM for hele kroppen.

3.8.2 Statistikk

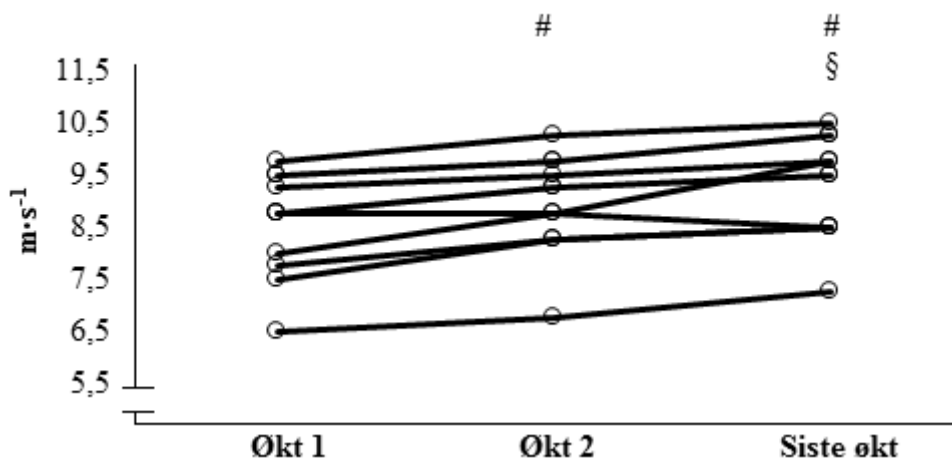
Data ble antatt å være normalfordelte, støttet av sentralgrenseteoremet (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009), og parametriske metoder ble derfor benyttet. Data er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik hvis ikke annet er presisert. For å undersøke interaksjonen mellom stavlengde, testtidspunkt (pretest 1 (kun RPE), pretest 2 og post-test) og belastning (LAV, MED, HØY) på O₂-kostnad, hjerterefrekvens og RPE ble en tre-veis ANOVA for repeterte målinger mellom subjekter benyttet. For å undersøke interaksjonen mellom stavlengde og testtidspunkt (pretest 1 (kun hastighet), pretest 2 og posttest) på hastigheten og temporale karakteristikk (kontakttid, slippetid, syklustid og frekvens) ble en to-veis ANOVA for repeterte målinger mellom subjekter benyttet. Endringen i hastighet på hurtighetsdragene underveis i treningsperioden ble undersøkt med en en-veis ANOVA for repeterte målinger mellom subjekter. Den høyeste hastigheten forsøkspersonen oppnådde ved første økt, fjerde økt og siste gjennomførte økt ble benyttet i analysene. Ved alle ANOVA testene ble Bonferroni post hoc korreksjon benyttet for å undersøke om forskjellene mellom stavlengde, belastning og testtidspunkt var signifikant. For å undersøke interaksjonen mellom stavlengde og testtidspunkt på temporale karakteristikk ved ulike hastigheter (3; 3,75; 4,5; 5,25 og 6 m·s⁻¹) på pretest 2 og posttest ble Student's t-test brukt. Effekten av stavlengde på total forflytning av zCOM og minimums og maksimumsverdier av zCOM ved de ulike belastningene samt forskjell mellom pretest 2 og posttest ble undersøkt med samme test. Denne testen ble også brukt for å undersøke effekten av stavlengde på O₂-kostnad på de

ulike belastningene ved pretest 1 og for å sammenlikne pretest 1, pretest 2 og posttest. O₂-kostnad på belastning LAV ved pretest 1 er utelatt pga. manglene data. Data ble behandlet i Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft, Redmond, USA) og IBM SPSS Statistics 20.0 (International Business Machines (IBM), New York, USA). All data som resulterte i en $p \leq 0,05$ ble vurdert statistisk signifikante.

4. Resultater

4.1 Treningsdata

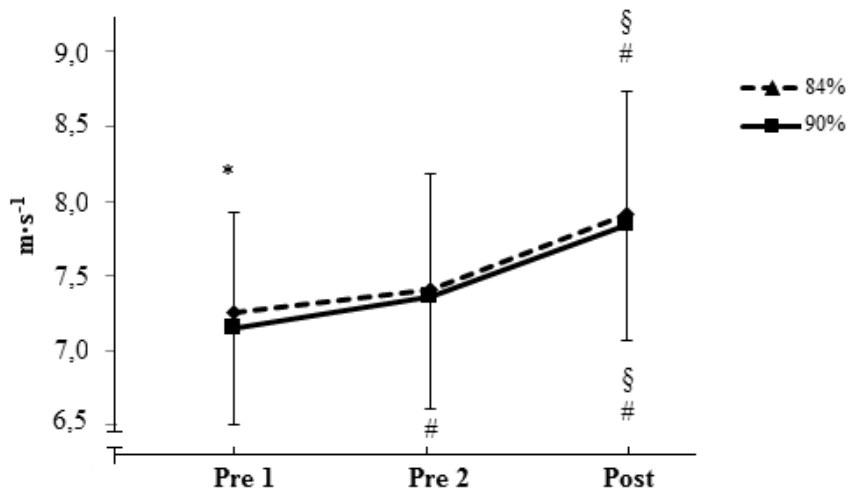
Den maksimale hastigheten oppnådd på hurtighetsdragene ved den første treningsøkten var på $8,6 \pm 0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ og det var signifikant økning fra både 1. til 4. økt (4,8%; $p < 0,01$) og fra 4. til siste økt (3,8%; $p < 0,05$) (figur 4).



Figur 4: Individuell utvikling av maksimal hastighet på hurtighetsdragene underveis i treningsperioden. # = signifikant forskjellig fra økt 1, § signifikant forskjellig fra økt 4.

4.2 Prestasjonstest

Det ble oppnådd $0,1 \pm 0,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ høyere hastighet med 84% enn 90% ved pretest 1. Fra pretest 1 til pretest 2 var det $0,2 \pm 0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ økning i hastighet for stavlengden 90% ($p < 0,05$). Det ble ikke observert noen forskjell i hastighet mellom stavlengdene ved pretest 2 og posttest ($p > 0,05$) (figur 7). Fra pretest 2- til posttest var det en økning på $0,5 \pm 0,1$ og $0,6 \pm 0,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for henholdsvis 84% og 90% ($p < 0,01$). Hastigheten på posttest var også signifikant høyere sammenliknet med pretest 1 for begge stavlengder ($p < 0,05$) (figur 7).



Figur 5: Hastighet ($m \cdot s^{-1}$) ved prestasjonstest for 84% og 90% ved pretest 1, pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. * = Signifikant forskjell mellom 84% og 90%, # = Signifikant forskjell fra pretest 1, § = Signifikant forskjell fra pretest 2.

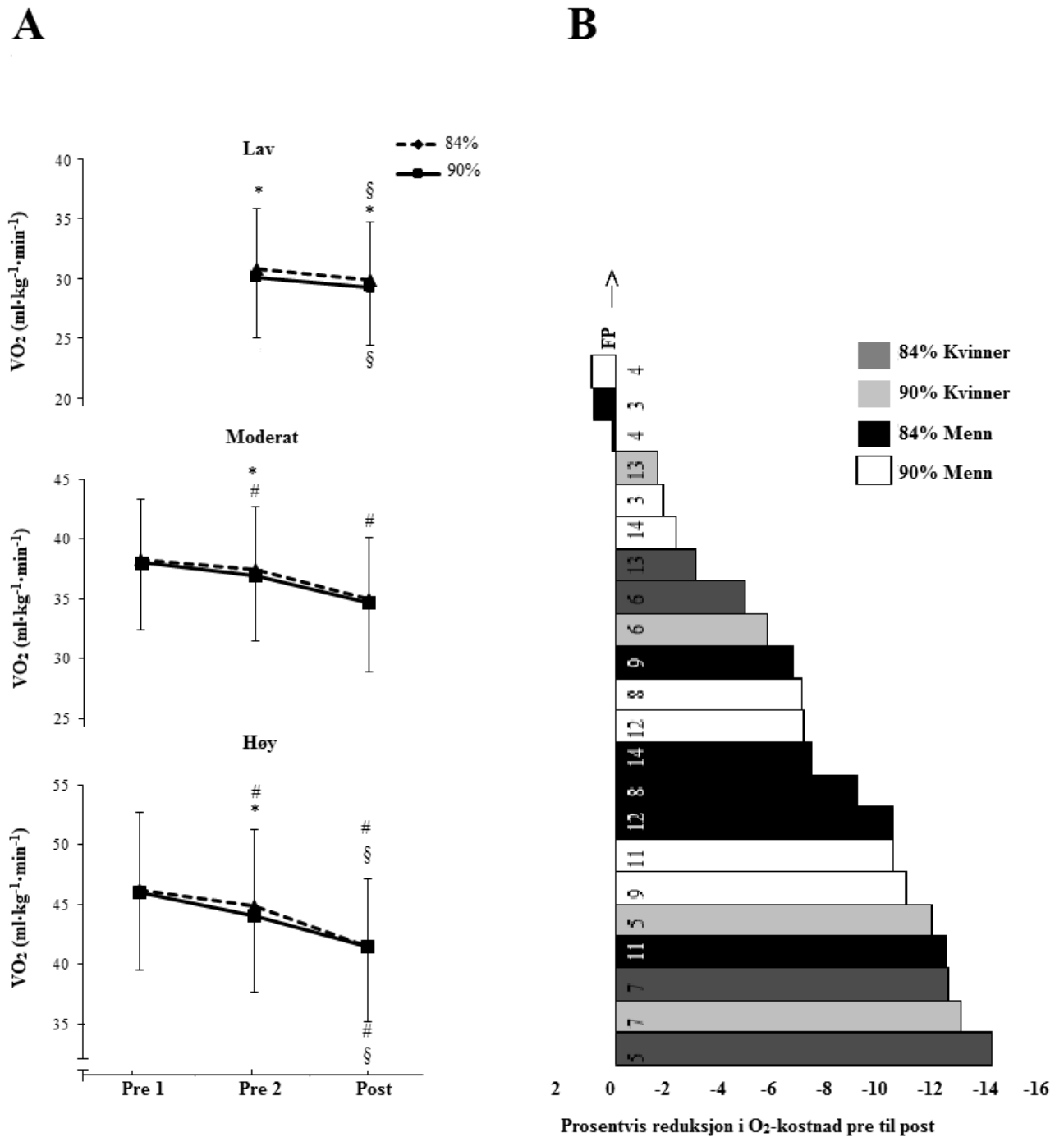
4.3 Fysiologiske forskjeller

4.3.1 84% vs. 90%

Det var ingen signifikant forskjell i O_2 -kostnad mellom stavlengdene på noen av belastningene under pretest 1 ($p > 0,05$) (figur 5A). På pretest 2 var O_2 -kostnaden $2,1 \pm 2,2\%$, $1,5 \pm 1,5\%$ og $1,9 \pm 1,3\%$ lavere på alle belastningene med stavlengden 90%, ved henholdsvis LAV, MED og HØY ($p < 0,05$) (figur 5A). På posttest var O_2 -kostnaden $2,1 \pm 2,0\%$ lavere for 90% ved LAV ($p < 0,05$), men det var ingen signifikant forskjell i O_2 -kostnad mellom stavlengdene ved de andre belastningene (figur 5A).

4.3.2 Pretest 1, pretest 2 og posttest

Fra pretest 1 til pretest 2 var det $1,9 \pm 3,9\%$ og $2,8 \pm 3,3\%$ reduksjon i O_2 -kostnad for stavlengden 84% for henholdsvis MED og HØY ($p < 0,05$). I tillegg var det en reduksjon på $3,2 \pm 3,3\%$ for 90% ved HØY ($p < 0,01$) (figur 5A). Ved posttest var O_2 -kostnaden signifikant lavere enn ved pretest 1 og pretest 2 for både 84% og 90% ved LAV (kun pretest 2 og posttest), MED og HØY (alle $p < 0,05$). Den gjennomsnittlige nedgangen i O_2 -kostnad fra pretest 2 til posttest samlet for alle belastninger var på $3,5 \pm 4,9\%$ og $4,8 \pm 5,1\%$ for henholdsvis 84% og 90% ($p < 0,05$). Det var ingen forskjell i prosentvis reduksjon mellom stavlengdene ($p = 0,29$) (figur 5A og B).



Figur 6: A= O₂-kostnad (ml·kg⁻¹·min⁻¹) ved alle belastninger for 84% og 90% ved pretest 1, pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt med SD. * = signifikant forskjell mellom stavlengdene # = signifikant forskjellig fra pretest 1, § = signifikant forskjellig fra pretest 2. B= Individuell prosentvis reduksjon i O₂-kostnad (ml·kg⁻¹·min⁻¹) pretest 2 til posttest. Data er presentert individuelt og er gjennomsnitt for alle belastninger ved 84% og 90% fra pretest 2 til posttest. Y-akse = prosentvis reduksjon i O₂-kostnad, X-akse = FP nr.

4.4 Hjerterefrekvens og RPE

4.4.1 Hjerterefrekvens 84% vs. 90%

Hjerterefrekvensen var lavere med 90% sammenliknet med 84% på pretest 2 ($1,5 \pm 2,1\%$, $p < 0,05$) og posttest ($1,5 \pm 1,1\%$, $p < 0,01$) ved LAV (figur 7B). På de andre belastningene var det ingen forskjell mellom 84% og 90%.

4.4.2 Hjerterefrekvens pretest 2 vs. posttest

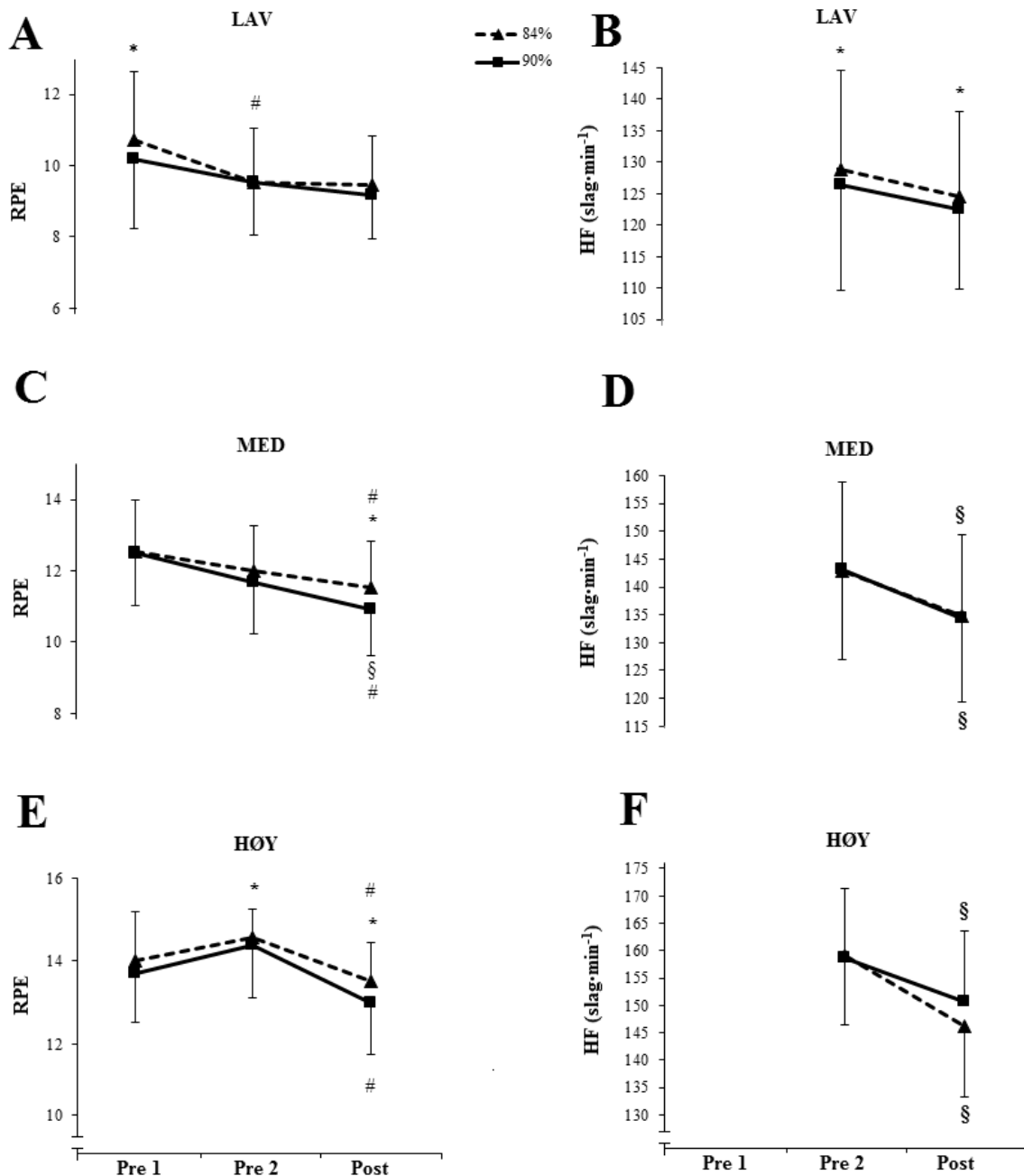
For begge stavlengder var det en reduksjon i hjerterefrekvens fra pretest 2- til posttest på MED og HØY. Ved MED var reduksjonen $5,1 \pm 5,2\%$ for 84% og $5,5 \pm 5,0\%$ for 90%. På HØY var reduksjonen $7,2 \pm 8,2\%$ for 84% og $4,4 \pm 3,7\%$ for 90% ($p < 0,05$) (Figur 6D, 6F).

4.4.3 RPE 84% vs. 90%

Under pretest 1 ble det funnet lavere RPE score med 90% sammenliknet med 84% ved LAV. På pretest 2 var RPE score lavere med 90% ved HØY og på posttest ble det funnet lavere RPE score med 90% både ved MED og HØY ($p < 0,05$). Ellers var det ingen signifikante forskjeller mellom stavlengdene ($p > 0,05$) (Figur 6A, 6C, 6E).

4.4.4 RPE pretest 1, pretest 2 og posttest

Ved LAV med 84% var RPE score $1,2 \pm 0,4$ lavere ved pretest 2 sammenliknet med pretest 1 ($p < 0,05$), og ved MED var RPE score med 84% $1,0 \pm 0,1$ lavere ved posttest sammenliknet med pretest 1 ($p < 0,01$). Her var også RPE score $1,6 \pm 0,2$ lavere på posttest sammenliknet med pretest 1 med 90% ($p < 0,01$). Ved HØY var RPE score $0,5 \pm 0,3$ og $0,7 \pm 0,0$ lavere ved posttest sammenliknet med pretest 1 for henholdsvis 84% og 90% ($p < 0,01$). Utover dette var det ingen signifikante forskjeller i RPE score mellom de ulike testtidspunktene (Figur 6A, 6C, 6E).



Figur 7: RPE ($n=11$) og hjertefrekvens (HF) ($\text{slag}\cdot\text{min}^{-1}$) ($n=9$) ved alle belastninger for 84% og 90% ved pretest 1 (RPE), pretest 2 og posttest (RPE og HF). A=RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning LAV, B=HF pretest 2 og posttest belastning LAV, C=RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning MED. D= HF pretest 2 og posttest belastning MED, E= RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning HØY, F= HF pretest 2 og posttest belastning HØY. Data er presentert som gjennomsnitt med SD. * = signifikant forskjell mellom stavleddene, # =signifikant forskjell fra pretest 1, § = signifikant forskjell fra pretest 2.

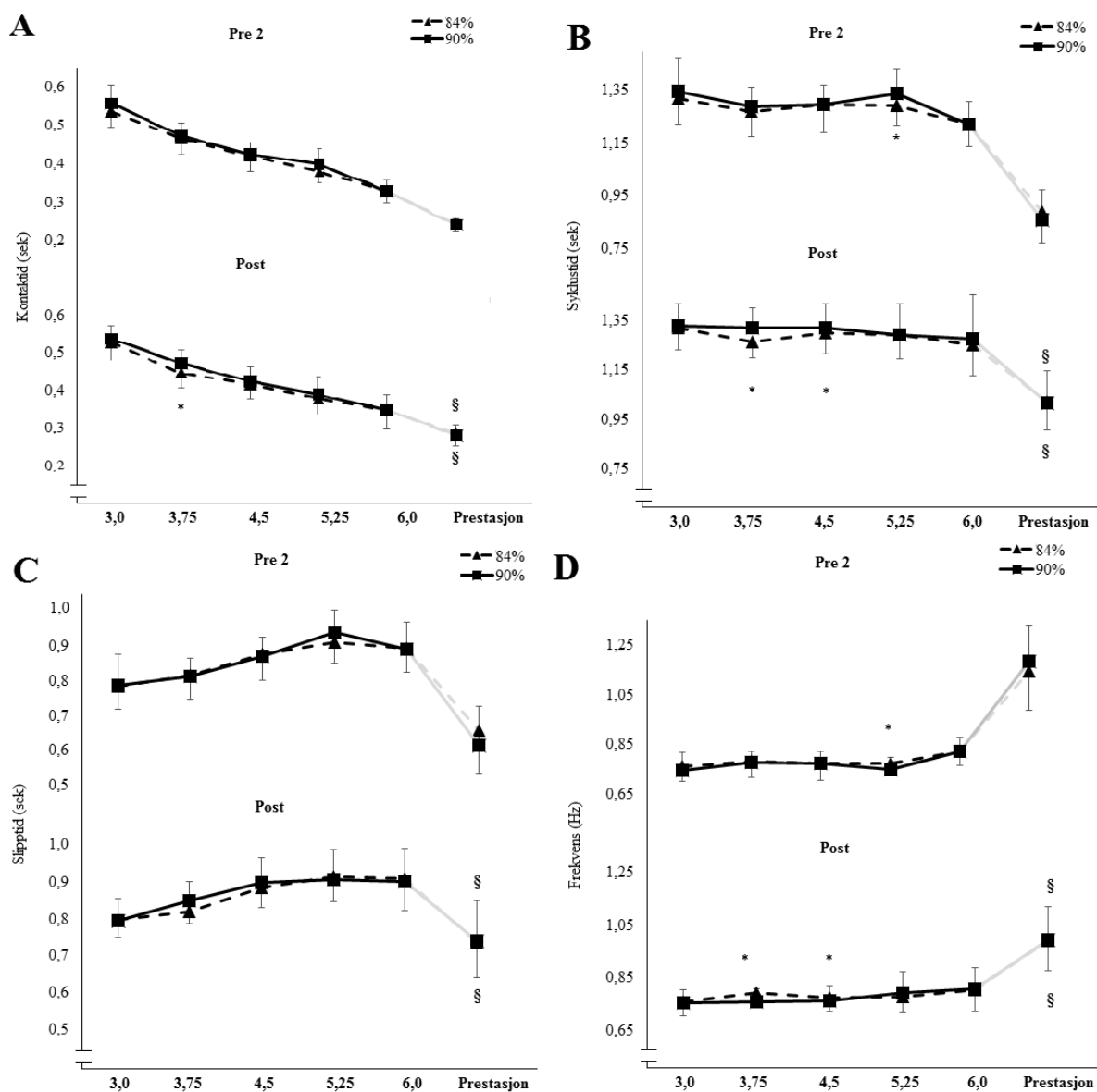
4.5 Temporale karakteristikker

4.5.1 84% vs 90%

Ved $5,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ med 84% ble det funnet $0,05\pm 0,00 \text{ s}$ kortere syklustid og $0,03\pm 0,00 \text{ Hz}$ høyere frekvens sammenliknet med 90% på pretest 2 ($p < 0,05$). På posttest ble det funnet $0,06\pm 0,02$ og $0,03\pm 0,02 \text{ s}$ kortere syklustid, samt $0,03\pm 0,01$ og $0,01\pm 0,01 \text{ Hz}$ høyere frekvens for 84 % sammenliknet med 90% ved henholdsvis $3,75$ og $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p < 0,01$) (Figur 9B, 9D). Videre ble det funnet $0,03\pm 0,10 \text{ s}$ kortere kontakttid med 84% enn 90% ved $3,75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p < 0,01$). Det ble ikke funnet noen signifikant forskjell i slipptid mellom stavlengdene på noen belastninger ved pretest 2 eller posttest ($p > 0,05$) (Figur 8A, 8C).

4.5.2 Pretest 2 vs. Posttest

Ved posttest var kontakt-, slipp- og syklustiden under prestasjonstestene signifikant lengre både for 84% og 90% sammenliknet med pretest 2 ($p < 0,05$). Frekvensen var signifikant lavere ved posttest enn ved pretest 2 for begge stavlengder ved prestasjonstesten ($p < 0,01$). Ved de submaksimale belastningene var det ingen forskjell. (Figur 8A, 8B, 8C, 8D).



Figur 8: Temporale karakteristikk for 84% og 90% ved hastighetene 3 ($n = 4$), 3,75 ($n = 4$), 4,5 ($n = 11$), 5,25 ($n = 7$), 6 $m \cdot s^{-1}$ ($n = 7$) og prestasjonstest ($n=11$) ved pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. A = kontakttid, B = syklusid, C = slipptid, D = frekvens. * = Signifikant forskjell mellom 84% og 90%, § = signifikant forskjell mellom pretest 2 og posttest.

4.6 Total vertikal forflytning av massemiddepunktet (zCOM)

4.6.1 84% vs. 90%

Ved både MED og HØY var det en mindre forflytning av zCOM med stavlengden 90% på pretest 2. Forskjellen var på $0,9 \pm 0,3$ og $1,3 \pm 0,3$ cm ved henholdsvis MED og HØY ($p < 0,05$). Ved posttest var det en $0,9 \pm 0,3$ cm mindre forflytning av zCOM med 90% ved belastning LAV ($12,9 \pm 3,2$ cm vs. $12,0 \pm 2,9$ cm) (Tabell 5, Figur 9).

4.6.2 Pretest 2 vs. Posttest

Med 84% var forflytningen av zCOM $1,7 \pm 1,3$ og $2,3 \pm 1,1$ cm mindre ved henholdsvis MED og HØY på posttest sammenliknet med pretest 2. Ved prestasjonstesten var forflytningen av zCOM mindre for begge stavlengdene ved posttest sammenliknet med pretest 2. Forskjellen var på henholdsvis $2,7 \pm 1,3$ og $2,3 \pm 0,8$ cm for 84% og 90%. (Tabell 5, Figur 9).

Tabell 5: forflytningen av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og PRESTASJON (prestasjonstest). Verdier er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *= signifikant forskjellig fra 84%, §= signifikant forskjellig fra pretest 2.

Forflytning av zCOM				
Belastning	zCOM (snitt \pm SD)			
	84% pretest 2	90% pretest 2	84% posttest	90% posttest
LAV	$13,9 \pm 4,2$	$13,1 \pm 4,1$	$12,9 \pm 3,2$	$12,0 \pm 2,9^*$
MED	$16,8 \pm 4,2$	$15,9 \pm 4,5^*$	$15,1 \pm 2,9§$	$14,5 \pm 3,0$
HØY	$19,8 \pm 3,5$	$18,5 \pm 3,8^*$	$17,5 \pm 2,4§$	$16,9 \pm 2,4$
PRESTASJON	$26,2 \pm 3,4$	$25,8 \pm 3,8$	$23,6 \pm 2,7§$	$23,5 \pm 3,0§$

4.7 Minimums og maksimums verdi for zCOM

4.7.1 84% vs. 90%

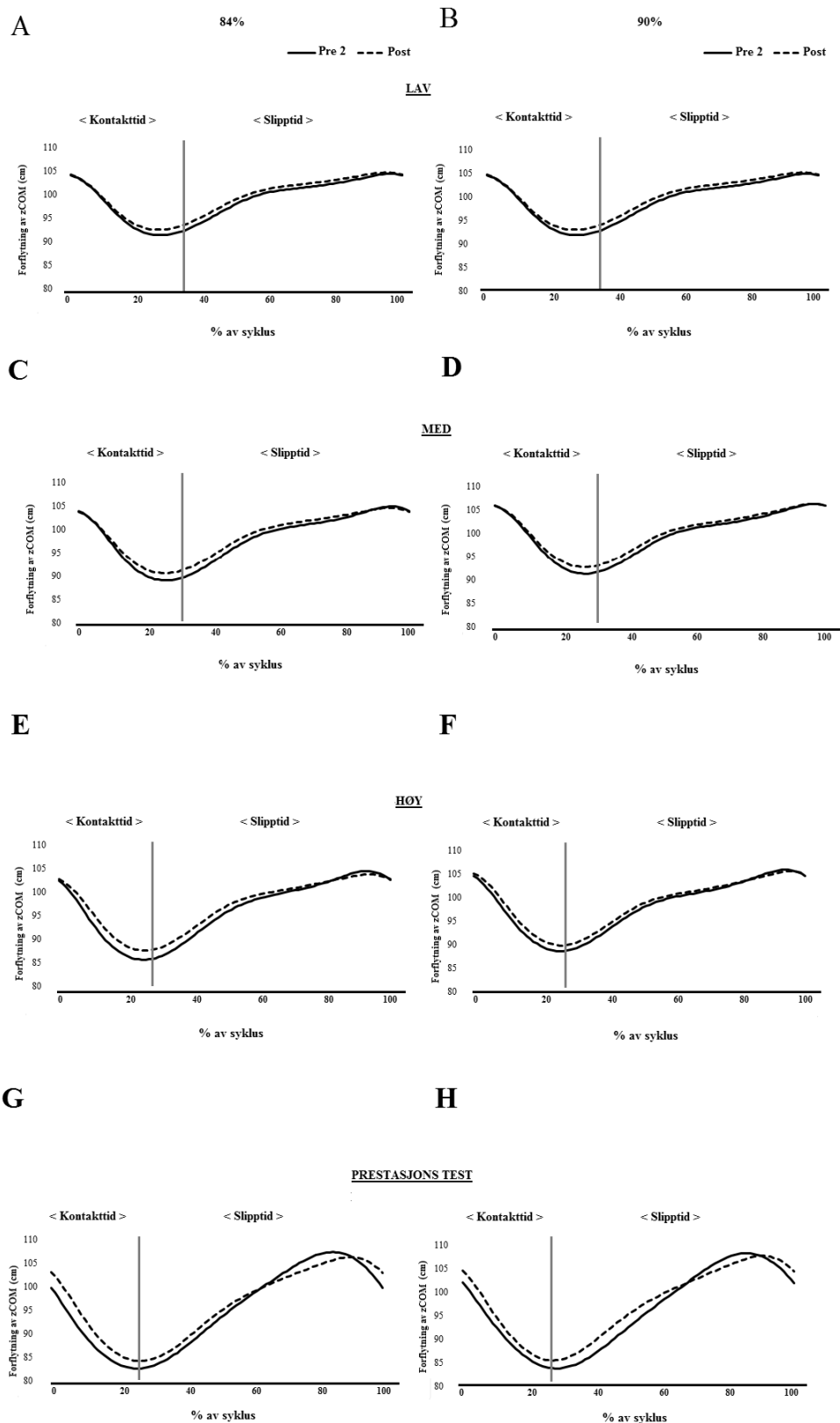
Ved pretest 2 og posttest ble det funnet en signifikant høyere minimumsposisjon for zCOM ved alle submaksimale belastninger med 90%. Ved pretest 2 ble det funnet en signifikant høyere maksimumsposisjon for 90% ved LAV og HØY, mens det ved posttest ble observert en høyere maksimumsposisjon ved alle submaksimale belastninger, samt prestasjonstesten for 90% (tabell 6)

4.7.2 Pretest 2 vs. Posttest

Ved pretest 2 sammenliknet med posttest var minimumsverdiene av zCOM signifikant endret for 84% ved alle belastninger. For 90% var minimumsverdiene endret på alle belastninger unntatt HØY. Maksimumsverdien var uendret for begge stavlengder (tabell 6).

Tabell 6: Minimums (min) og maksimums (maks) posisjon av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og prestasjonstest. Verdier er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *= signifikant forskjellig fra 84%, §= signifikant forskjellig fra pretest 2.

Min og maks posisjon av zCOM (cm)									
Belastning	zCOM (snitt \pm SD)								
	84 % pretest 2		90 % pretest 2		84 % posttest		90 % posttest		
	min	maks	min	maks	min	maks	min	maks	
LAV	91,2 \pm 5,7	105,1 \pm 6,8	92,8 \pm 5,8 *	105,9 \pm 7,0 *	92,4 \pm 5,6 §	105,3 \pm 7,1	94,1 \pm 6,0 *§	106,1 \pm 6,8 *	
MED	89,1 \pm 5,1	105,9 \pm 7,4	90,7 \pm 5,0 *	106,7 \pm 7,7	90,6 \pm 5,6 §	105,7 \pm 7,1	92,3 \pm 6,1 *§	106,8 \pm 7,0 *	
HØY	85,7 \pm 5,1	105,6 \pm 7,0	87,9 \pm 5,1 *	106,4 \pm 7,1 *	87,7 \pm 5,2 §	105,2 \pm 6,7	89,2 \pm 5,2 *	106,1 \pm 6,1 *	
Prestasjon	82,2 \pm 4,6	108,4 \pm 7,4	83,0 \pm 4,4	108,8 \pm 7,0	84,0 \pm 4,8 §	107,6 \pm 6,6	84,9 \pm 4,4 §	108,4 \pm 6,7 *	



Figur 9: Forflytningen av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og prestasjonstest ved pretest 2 og posttest. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt med vertikal linje). A= 84% LAV, B=90% LAV, C= 84% MED, D= 90% MED, E=84% HØY, F= 90% HØY, G= 84% prestasjonstest, H= 90% prestasjonstest.

5. Diskusjon

Dette studiet undersøkte effekten av stavlengde på prestasjon, O₂-kostnad og kinematikk under staking på rulleskimølle ved høy hastighet. Videre ble både den akutte effekten samt 6 uker trening med 90% staver undersøkt. Hovedfunnene viste at (I): hastigheten på prestasjonstesten var signifikant høyere med 90% ved pretest 1, men stavlengde viste ingen påvirkning av prestasjonen ved pretest 2 eller posttest. (II) O₂-kostnaden var signifikant lavere ved alle submaksimale belastninger med 90% ved pretest 2, men kun ved belastning LAV etter treningsperioden. (III) Det ble ikke funnet noen systematiske forskjeller i temporale karakteristikk som følge av stavlengde, men det ble funnet en mindre forflytning av zCOM med 90% på belastning MED og HØY på pretest 2 og LAV på posttest.

5.1 *Effekt av stavlengde på prestasjonstest*

Kun to tidligere studier har undersøkt prestasjon i staking med ulike stavlengder (Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2017). I 2010 testet Hansen & Losnegard effekten av 7,5 cm lengre og kortere staver enn selvvalgt under en maksimal 80 m staketest på snø. Staking med de lengste stavene resulterte i kortest tid på distansen. Dette samsvarer med Losnegard (2017) som observerte redusert tid på 1000 m med 7,5 cm lengre staver enn selvvalgt lengde. Det var mellom 800-900 m forskjellen mellom stavene var signifikant. Disse studiene indikerer at lengre staver (~ 88-90% av kroppshøyden) kan være prestasjonsfremmende i staking. Funnene i dette prosjektet viste at 90% stavlengde signifikant forbedret prestasjonen under pretest 1, det var derimot ingen endring i prestasjon på pretest 2 og posttest som følge av stavlengde.

Ingen forskjell i prestasjon ved pretest 2 og posttest som følge av stavlengdene kan muligens forklares med temporale karakteristikk. Hastigheten i staking blir i hovedsak bestemt av syklusfrekvensen og sykluslengden. Ved høye hastigheter vil den korte kontakttiden være en begrensende faktor for fremdriftsskapende kraftutvikling i staking (Holmberg et al., 2005; Stöggl & Holmberg, 2011, 2016; Stöggl et al., 2011). Ettersom det kan se ut til at lengre staver kan skape en større fremdriftsskapende kraftimpuls antydte Nilsson et.al (2003) at lengre kontakttid med lange staver kan forlenge den totale sykluslengden, med andre ord redusere frekvensen. Smith (2000) hevdet at et større treghetsmoment med lange staver vil kunne øke tiden som kreves for å svinge

stavene fremover i løpet av slippfasen og dermed direkte redusere frekvensen. (Smith, 2000, s. 268).

Funnene i dette prosjektet ser derimot ikke ut til å stemme overens med de tidligere hypotesene fra Nilsson et al (2003) og Smith (2000). Stavlengde påvirker ikke temporale karakteristikker under prestasjonstesten hverken før eller etter treningsperioden på 6 uker. Dette kan ha en sammenheng med den relativt høye hastigheten ($7,3 \pm 0,7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) som ble analysert fra prestasjonstesten. Resultatene fra pretest 2 og posttest samsvarer med funnene til (Hansen & Losnegard, 2010) hvor det ikke ble funnet endring i temporale karakteristikker som følge av stavlengde ved maksimale hastigheter ($\sim 7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Forklaringen på hvorfor det ikke blir observert noen endring i prestasjon som følge av stavlengde kan derfor ligge her.

Forflytningen av zCOM kan se ut til å ha en sammenheng med O_2 -kostnad i staking, og stavlengde er en faktor som kan påvirke dette (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017). Teoretisk kan det tenkes at posisjonen og forflytningen til zCOM også kan ha noe å si for prestasjonen i høye hastigheter ($>7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Ved en mindre forflytning av zCOM vil tiden tilbake til maksposisjon av zCOM kunne reduseres, ettersom denne distansen er mindre og dermed kan ta kortere tid. Dette kan føre til at løperen har bedre tid på forberedelsesfasen som videre kan resultere i en økt fremdriftsskapende kraftimpuls, samt medføre en redusert frekvens. På prestasjonstesten endres derimot ikke forflytningen av zCOM som følge av stavlengde. Dette gjenspeiles ved ingen forskjell i temporale karakteristikker og samsvarer godt med selve prestasjonen, som ikke demonstrerte noen forskjell mellom stavlengdene på hverken pretest 2 eller posttest (figur 7, 8 og tabell 5 og 6). Allikevel ser det ut til at forflytningen av zCOM kan ha en sammenheng med temporale karakteristikker og prestasjonen i staking. På posttest ble den totale forflytningen av zCOM signifikant redusert sammenliknet med pretest 2 for begge stavlengdene. Samtidig ble kontakttiden, slipptiden og syklustiden signifikant lengre og frekvensen signifikant redusert for begge stavlengder. Dette kan ha en sammenheng med den økte hastigheten som blir observert på posttest sammenliknet med pretest 2 uavhengig av stavlengde.

Tabell 7: Oversikt over effekten av lange staver på biomekanske parametre, O₂-kostnad og prestasjon. \longleftrightarrow = ingen forskjell mellom stavlengde, \uparrow = økning som følge av lange staver, \downarrow = reduksjon som følge av lange staver, — = ikke undersøkt (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010; Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016).

Effekten av lange staver på biomekanske parametre, O ₂ -kostnad og prestasjon								
Studie	Hastighet (m·s ⁻¹)	Vinkel	Kontakttid	Slipptid	Frekvens	zCOM	O ₂ -kostnad	Prestasjon
Tosterud (2017)	8	1°	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	—	\longleftrightarrow
Hansen & Losnegard (2010)		1°	—	—	\longleftrightarrow	—	—	\uparrow
	7							
Tosterud (2017)	6	1°	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	—
	5							
Carlsen (2016)		1,7°	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\downarrow	\downarrow	—
Nilsson et al. (2003)	4	0°	\uparrow	—	—	\downarrow	\downarrow	\uparrow
Onasch et al. (2016)		1,8°	\uparrow	\uparrow	\downarrow	—	\downarrow	—
Losnegard et al. (2017)	3	2,5°	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\downarrow	\downarrow	\uparrow
Hoffman et al. (1994)		1,5°	—	—	—	\downarrow	\longleftrightarrow	\uparrow
Carlsen (2016)	2	4,5°	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\longleftrightarrow	\downarrow	\downarrow	—

5.2 Effekten av stavlengde på O₂-kostnad

Funnene i dette prosjektet viser at stavlengde har en effekt på O₂-kostnad på alle belastninger ved pretest 2 og belastning LAV på posttest. Dette er det første studiet som involverer både kvinner og juniorløpere og det første som har undersøkt effekten av stavlengde etter en treningsperiode med lengre staver. Resultatene fra pretest 2 samsvarer med funn fra tidligere studier som har undersøkt akutt effekt av stavlengde på arbeidsøkonomi (Carlsen, 2016; Hoffman et al., 1998; Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016) (tabell 7). Losnegard et al. (2017) undersøkte forskjellen mellom selvvalgte klassiskstaver (84 ± 1% av kroppshøyden) og selvvalgt +7.5 cm (88 ± 1% av kroppshøyden) i staking ved tre ulike hastigheter (3,0 – 3,5 – 4,0 m·s⁻¹) med en stigning på 2,5°. Her ble det funnet en signifikant lavere O₂-kostnad ved alle hastigheter som følge av lengre staver. Den gjennomsnittlige forskjellen mellom stavlengdene (±KI) var på -2,7 ± 0,7% (p = 0,002) (Losnegard et al., 2017). Carlsen (2016) observerte også en liknende reduksjon i O₂-kostnad med lange staver (selvvalgte klassiskstaver +10 cm) i flatt terreng (1,7°), og forskjellen i O₂-kostnad med lange staver var 1,9 % større i motbakke (4,5°) enn på flatt.

Losnegard et al. (2017) og Carlsen (2016) observerte altså en betydelig lavere O₂-kostnad med lange staver ved stigninger på 2,5° og 4,5°. Dette antyder at fordelene med

lengre staver kan øke med stigningen til terrenget. En mulig årsak til dette kan være at hastigheten reduseres i motbakke og dermed kan kontakttiden økes. Kontakttiden påvirker muskelens kontraksjonstid, som ifølge Hills lov (Hill, 1938) påvirker effektiviteten til muskelkontraksjonen. Dermed kan det tenkes at fordelene med lengre staver med økende stigning kan være påvirket av dette. Ut i fra foreliggende data og data fra Hoffman (1994) og Onasch (2016) ser det heller ikke ut til lange staver fører til noen ulemper i flatt terreng eller økende hastigheter (tabell 7). Med tanke på at ~50% av total løpsti blir brukt i motbakke (Andersson et al., 2010), og at motbakke prestasjonen er det som korrelerer sterkest med den totale prestasjonen (Sandbakk et al., 2016), kan valget av stavlengde være av signifikant betydning for prestasjon i langrenn. Hvorvidt funnene fra dette prosjektet kan overføres til prestasjonen i langrenn på snø er derimot ikke godt dokumentert. Disse aspektene er for øyeblikket tema under debatt etter at FIS introduserte en restriksjon på stavlengder lengre enn 83% av kroppshøyden (inkludert skisko) i klassiske konkurranser.

5.3 Effekten av stavlengde på kinematiske parametere

5.3.1 Forflytning av zCOM

Ved pretest 2 og posttest ble det arbeidet med en høyere posisjon av zCOM gjennom hele stakesyklusen ved alle submaksimale belastninger med 90%. Den totale forflytningen av zCOM var også mindre med 90% sammenlignet med 84% ved belastning MED og HØY ved pretest 2 og belastning LAV ved posttest (tabell 5 og 6, figur 9). Sett sammen med tidligere studier synes en redusert forflytning av zCOM å bidra til reduksjon av O₂-kostnad i staking. Ved sammenlikning av kinematikk i staking blant elite og nasjonale løpere fant Zoppirolli et al., (2015) en mindre total forflytning av zCOM hos eliteløpere, noe som var relatert til lavere O₂-kostnad. Ved sammenlikning av lange og korte staver i staking observerte nylig Losnegard et al. (2017) og Carlsen (2016) mindre total forflytning av zCOM med lange staver. Dette var som følge av mer oppreist posisjon forårsaket av større ekstensjon i ankel, kne og hofteledd. Hofteleddet var det mest ekstenderte, noe som i seg selv var relatert til lavere O₂-kostnad med lange staver (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017). Funnene fra disse studiene samsvarer med resultatene fra pretest 2 og posttest. Her det ble funnet signifikant forskjell i O₂-kostnad mellom 84% og 90% på belastningene hvor forflytningen av zCOM var mindre med 90%. At O₂-kostnad kan ha sammenheng med total forflytning av zCOM blir videre underbygget ved sammenlikning av pretest 2 og

posttest. Etter treningsperioden ble total forflytning av zCOM signifikant redusert for 84% sammenliknet med pretest 2 ved belastning MED og HØY. Det ble derimot ikke funnet signifikant reduksjon i forflytning av zCOM ved de submaksimale belastningene med 90%. Dette resulterte i ingen forskjell i zCOM forflytning mellom 84% og 90% ved belastning MED og HØY på posttest (tabell 5 og 6, figur 9). zCOM resultatene samsvarer med at det ikke ble funnet noen forskjell i O₂-kostnad mellom stavene ved disse belastningene.

En mulig forklaring på hvorfor en redusert forflytning av zCOM kan bidra til reduksjon av O₂-kostnad i staking er det vesentlige arbeidet utført av musklene i underekstremiteten (Bojsen-Møller et al., 2010; Holmberg et al., 2005; Rud et al., 2014). zCOM blir i hovedsak hevet og senket ved en fleksjon og ekstensjon av ankel, kne og hoftelddet. (Carlsen, 2016). Under kontaktfasen vil musklene i underekstremiteten opprettholde kroppens balanse når overkroppen er i fall fremover, hvor de i slippfasen er med på å ekstendere kroppen tilbake til en oppreist posisjon (Bojsen-Møller et al., 2010; Holmberg et al., 2005). Hos eliteløpere i langrenn er overkroppen beregnet til å utgjøre ~67% av den totale kroppsmassen (Stoggl, Enqvist, Muller, & Holmberg, 2010). Dette fører til at musklene i underekstremiteten må utføre et betydelig arbeid i staking. Ved en mer oppreist overkroppsposisjon og en lik fremdriftsskapende kraft kan det dermed antas at O₂-kostnaden vil reduseres.

5.3.2 Temporale karakteristikk

Flere studier som har funnet en endring i temporale karakteristikk som følge av lange staver (Losnegard et al., 2017; Nilsson et al., 2003; Onasch et al., 2016) (tabell 7). I dette prosjektet ble det sporadisk funnet signifikante endringer i syklustid og frekvens på de submaksimale belastningene som følge av stavlengde (figur 7). Endringene i temporale karakteristikk ser ikke ut til å følge et bestemt mønster hverken som følge av hastighet eller stavlengde. For å sikre validiteten til dataene ble de dobbelsjekket med 2D video analysert i Tracker, analysene gav de samme resultatene. Onasch (2016) observerte derimot økende kontakttid, redusert frekvens og økende slippetid med lengre staver, dette viste negativ korrelasjon med O₂-kostnad. Det kan tenkes at den økende kontakttiden med lengre staver vil øke fremdriften per syklus slik at frekvensen kan reduseres. En lavere frekvens ser ut til å være mer energiøkonomisk enn en høyere frekvens med en mindre fremdriftsskapende kraft per syklus (Leirdal, Sandbakk, &

Ettema, 2013), lignende funn blir observert ved sykling med ulik tråkkfrekvens (Foss & Hallén, 2005). En mulig årsak til at foreliggende data ikke viser samme mønster kan være relatert til en forholdsvis liten differanse i stavlengde sammenliknet med Onasch (2016) som benyttet stavlengder fra 77-98% av kroppshøyde. Dette tilsvarer en variasjon i stavlengde på hele ~ 30 cm for en person på 180 cm, mens forskjellen i dette studiet bare var ~ 10 cm.

5.4 Praktisk betydning

I praksis vil hjertefrekvens og opplevd anstrengelse være hovedfaktorene løperne bruker til å vurdere intensitet eller valg av utstyr. Siden disse faktorene varierer relativt lite med stavlengde kan vurdering av optimal stavlengde være utfordrende i praksis. Tidligere studier har vist at utøvernes RPE og hjertefrekvens ikke nødvendigvis stemmer overens med effekten av stavlengde (Carlsen, 2016; Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2017). Foreliggende data ser ut til å underbygge dette (figur 6). Det virker allikevel som om at utøverne raskt tilvenner seg endringen i stavlengde. Allerede på pretest 1 oppleves 90% som like bra eller bedre enn 84%. Etter treningsperioden på 6 uker er det en klar forskjell i RPE mellom de to stavlengdene på belastning MED og HØY. Ved disse belastningene ble det derimot ikke vist forskjell i hjertefrekvens eller O₂-kostnad mellom stavene på posttest (Figur 6).

Med endring i stavlengde synes den tekniske utførelsen å endres noe, men det virker ikke som at utøverne trenger mye tilvenning for å tilpasse teknikken. Derimot ser det ut til at utøverne overfører de tekniske fordelene med 90% til 84% etter treningsperioden, noe som trolig er med på å utjevne forskjellen i O₂-kostnad mellom stavene på posttest. Det kan det tenkes at muskulaturen trenger tid for å tilvennes en lengre stavlengde, noe som kan føre til raskere muskulær trøtthet. For å studere dette nærmere bør lengre tester ved submaksimale belastninger og prestasjonstester med lengre varighet undersøkes både før og etter en treningsperiode med lengre staver.

Testing på rulleskimølle medfører ulike begrensninger ved overføring av resultatene til staking på snø. Bevegelsesretningen på rulleskibåndet endrer seg ikke under testing og testingen er utført med konstante vinkler og hastigheter. Dermed vil ikke løperen måtte ta hensyn til variasjon i terreng og hastighet underveis, ei heller svinger. Lange staver har i tidligere studier vist seg å være mer arbeidsøkonomisk i lave hastigheter (Carlsen,

2016; Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2017) og bedre i akselerasjonsfaser (Hansen & Losnegard, 2010). Det kan dermed tenkes at løperne kan skyte mer fart ut av svinger og over bakketopper med lange staver. Her vil hastigheten være redusert og dette er partier av løypa som typisk blir brukt til akselerasjon. På rulleskimølle vil det derimot ikke være mulig å detektere disse fordelene.

En skiløpers bevegelse gjennom atmosfæren resulterer i luftmotstand. Luftmotstanden er avhengig av luftens og skiløperens relative hastighet. En skiløper har to kontrollerbare faktorer som kan påvirke luftmotstanden: kroppsflate og form (Smith, 2000). 90% stavlengde kan derfor tenkes å ha en negativ effekt ute når hastigheten øker. Resultatene fra dette prosjektet samt andre studier (Carlsen, 2016; Losnegard et al., 2017) viser at løperne går med en mer oppreist kroppsstilling med lange staver (88-90%). Dette kommer av en høyere minimums og maksimums verdi av zCOM, samt en mindre forflytning (tabell 5 og 6). En mer oppreist kroppsstilling vil føre til en økt kroppsflate og dermed en større luftmotstand, dette kan påvirke prestasjonen negativt. Inne på rulleskimølle vil luftmotstanden forsvinne og dermed fjerne denne potensielt negative påvirkningen.

I desember 2016 ble det for første gang undersøkt hvordan stavlengde påvirker prestasjon i langrennssprint med staking ute på snø (Trøen, 2017). Dette prosjektet inkluderte både kvinner og menn og funnene samsvarer i stor grad med tidligere studier. Den korteste tiden på langrennssprinten ble funnet med 90% stavlengde. I motbakkepartier av løypa viste 90% seg å være signifikant raskere enn 84%, men på flate partier og i slak nedoverbakke gikk menn raskere med 84% staver. Denne forskjellen kan muligens forklares med endring i luftmotstand, og kan være en grunn til at lengre staver kanskje ikke vil lønne seg i høye hastigheter utendørs.

Ut i fra foreliggende resultater kan effekten av regelen som begrenser stavlengde til 83% av kroppshøyde i klassiske konkurranser diskuteres. Ettersom det ikke blir funnet forskjell i prestasjon eller O₂-kostnad etter en treningsperiode med lengre staver kan det antas at effekten av denne regelen er begrenset. Fremtidige studier bør derfor inkludere lengre submaksimale tester og prestasjonstester med lenger varighet, både ute på snø og på rulleskimølle for å beskrive effekten av stavlengde på prestasjon mer nøyaktig.

6. Konklusjon

Ved å øke stavlengden fra 84% til 90% ble O₂-kostnaden redusert ved alle submaksimale belastninger ved pretest og ved LAV ved posttest. Staver med 90% lengde førte til en høyere min og maks posisjon av zCOM i løpet av en syklus ved alle submaksimale belastninger samt en mindre total forflytning ved belastning MED og HØY på pretest 2 og LAV på posttest. Det ble imidlertid ikke funnet noen effekt av stavlengde på prestasjonstest ved pretest 2- og posttest, noe som indikerer at prestasjonen under stor hastighet ikke er påvirket av stavlengder testet i dette prosjektet.

7. Referanser

- Barbosa, T. M., Fernandes, R. J., Keskinen, K. L., & Vilas-Boas, J. P. (2008). The influence of stroke mechanics into energy cost of elite swimmers. *Eur J Appl Physiol*, *103*(2), 139-149. doi:10.1007/s00421-008-0676-z
- Barbosa, T. M., Keskinen, K. L., Fernandes, R., Colaço, P., Lima, A. B., & Vilas-Boas, J. P. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *Eur J Appl Physiol*, *93*(5-6), 519-523. doi:10.1007/s00421-004-1251-x
- Bassett, D. R., & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, *32*(1), 70-84.
- Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *70*(6), 510-517.
- Bengtsson, B. (2010). World Champs in Seefeld 1985. Hentet 05. mai 2017 fra <http://www.ccski.com/About/History/FIS-History/World-Champs-in-Seefeld-1985-%281%29.aspx#.WRRf5evyjIW>
- Bojsen-Møller, J., Losnegard, T., Kempainen, J., Viljanen, T., Kalliokoski, K. K., & Hallén, J. (2010). Muscle use during double poling evaluated by positron emission tomography. *J Appl Physiol (1985)*, *109*(6), 1895-1903. doi:10.1152/jappphysiol.00671.2010
- Candau, R., Belli, A., Millet, G. Y., Georges, D., Barbier, B., & Rouillon, J. D. (1998). Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *77*(6), 479-485. doi:10.1007/s004210050363
- Carlsen, C. H. (2016). *Effekten av ulike stavlengder på arbeidsøkonomi i staking: flatt versus motbakke*. (Master), Norges idrettshøgskole, Oslo.
- Chatard, J. C., & Wilson, B. (2008). Effect of fastskin suits on performance, drag, and energy cost of swimming. *Med Sci Sports Exerc*, *40*(6), 1149-1154. doi:10.1249/MSS.0b013e318169387b
- de Koning, J. J., Houdijk, H., de Groot, G., & Bobbert, M. F. (2000). From biomechanical theory to application in top sports: the klapskate story. *J Biomech*, *33*(10), 1225-1229.
- di Prampero, P. E. (2003). Factors limiting maximal performance in humans. *Eur J Appl Physiol*, *90*(3-4), 420-429. doi:10.1007/s00421-003-0926-z
- fis-ski.com. (2016, 11.05.2017). Cross-Country Rules' Precisions 2016/2017. Hentet 24. april 2017 fra http://www.fis-ski.com/mm/Document/documentlibrary/Cross-Country/08/66/51/RulesPrecisionsCC_Nov2016inclEncl_Neutral.pdf

- Foss, Ø., & Hallén, J. (2005). Cadence and performance in elite cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 93(4), 453-462. doi:10.1007/s00421-004-1226-y
- Hansen, E., & Losnegard, T. (2010). Pole length affects cross-country skiers' performance in an 80-m double poling trial performed on snow from standing start. *Sports Eng* 12, 171-178.
- Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843), 136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
- Hoffman, M. D., & Clifford, P. S. (1990). Physiological responses to different cross country skiing techniques on level terrain. *Med Sci Sports Exerc*, 22(6), 841-848.
- Hoffman, M. D., Clifford, P. S., Snyder, A. C., O'Hagan, K. P., Mittelstadt, S. W., Roberts, M. M., . . . Gaskill, S. E. (1998). Physiological effects of technique and rolling resistance in uphill roller skiing. *Med Sci Sports Exerc*, 30(2), 311-317.
- Hoffman, M. D., Clifford, P. S., Watts, P. B., Drobish, K. M., Gibbons, T. P., Newbury, V. S., . . . O'Hagan, K. P. (1994). Physiological comparison of uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole. *Med Sci Sports Exerc*, 26(10), 1284-1289.
- Holmberg, H. C., Lindinger, S., Stöggl, T., Björklund, G., & Müller, E. (2006). Contribution of the legs to double-poling performance in elite cross-country skiers. *Med Sci Sports Exerc*, 38(10), 1853-1860. doi:10.1249/01.mss.0000230121.83641.d1
- Holmberg, H. C., Lindinger, S., Stöggl, T., Eitzlmair, E., & Müller, E. (2005). Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers. *Med Sci Sports Exerc*, 37(5), 807-818.
- Holmberg, H. C., Rosdahl, H., & Svedenhag, J. (2007). Lung function, arterial saturation and oxygen uptake in elite cross country skiers: influence of exercise mode. *Scand J Med Sci Sports*, 17(4), 437-444. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00592.x
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*, 41(1), 3-13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278
- Joyner, M. J., & Coyle, E. F. (2008). Endurance exercise performance: the physiology of champions. *J Physiol*, 586(1), 35-44. doi:10.1113/jphysiol.2007.143834
- Leirdal, S., Sandbakk, O., & Ettema, G. (2013). Effects of frequency on gross efficiency and performance in roller ski skating. *Scand J Med Sci Sports*, 23(3), 295-302. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01379.x
- Lindinger, S. J., Holmberg, H. C., Müller, E., & Rapp, W. (2009). Changes in upper body muscle activity with increasing double poling velocities in elite cross-

- country skiing. *Eur J Appl Physiol*, 106(3), 353-363. doi:10.1007/s00421-009-1018-5
- Losnegard, T., & Hallén, J. (2014). Physiological differences between sprint- and distance-specialized cross-country skiers. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(1), 25-31. doi:10.1123/ijsp.2013-0066
- Losnegard, T., Myklebust, H., Skattebo, O., Stadheim, H. K., Sandbakk, O., & Hallén, J. (2016). The Influence of Pole Length on Performance, O₂-Cost and Kinematics in Double Poling. *Int J Sports Physiol Perform*. doi:10.1123/ijsp.2015-0754
- Losnegard, T., Myklebust, H., Skattebo, Ø., Stadheim, H. K., Sandbakk, Ø., & Hallén, J. (2017). The Influence of Pole Length on Performance, O₂ Cost, and Kinematics in Double Poling. *Int J Sports Physiol Perform*, 12(2), 211-217. doi:10.1123/ijsp.2015-0754
- Losnegard, T., Schäfer, D., & Hallén, J. (2014). Exercise economy in skiing and running. *Front Physiol*, 5, 5. doi:10.3389/fphys.2014.00005
- Nilsson, J., Jakobsen, V., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2003). Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomech*, 2(2), 227-236. doi:10.1080/14763140308522820
- Nilsson, J., Tinmark, F., Halvorsen, K., & Arndt, A. (2013). Kinematic, kinetic and electromyographic adaptation to speed and resistance in double poling cross country skiing. *Eur J Appl Physiol*, 113(6), 1385-1394. doi:10.1007/s00421-012-2568-5
- Nilsson, J., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2004). Effects of speed on temporal patterns in classical style and freestyle cross-country skiing. *Sports Biomech*, 3(1), 85-107. doi:10.1080/14763140408522832
- Onasch, F., Killick, A., & Herzog, W. (2016). Is There an Optimal Pole Length for Double Poling in Cross Country Skiing? *J Appl Biomech*, 1-20. doi:10.1123/jab.2016-0071
- Pellegrini, B., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Holmberg, H. C., Zamparo, P., & Schena, F. (2013). Biomechanical and energetic determinants of technique selection in classical cross-country skiing. *Hum Mov Sci*, 32(6), 1415-1429. doi:10.1016/j.humov.2013.07.010
- Rud, B., Secher, N. H., Nilsson, J., Smith, G., & Hallén, J. (2014). Metabolic and mechanical involvement of arms and legs in simulated double pole skiing. *Scand J Med Sci Sports*, 24(6), 913-919. doi:10.1111/sms.12133
- Saltin, B. (1997). The physiology of competitive cross-country skiing across a four decade perspective; with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In *Science and Skiing* (pp. 435-469). London: E and FN Spon.

- Saltin, B., & Astrand, P. O. (1967). Maximal oxygen uptake in athletes. *J Appl Physiol*, 23(3), 353-358.
- Sandbakk, Ø., Hegge, A. M., Losnegard, T., Skattebo, Ø., Tønnessen, E., & Holmberg, H. C. (2016). The Physiological Capacity of the World's Highest Ranked Female Cross-country Skiers. *Med Sci Sports Exerc*, 48(6), 1091-1100. doi:10.1249/MSS.0000000000000862
- Sandbakk, Ø., & Holmberg, H. C. (2014). A reappraisal of success factors for Olympic cross-country skiing. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(1), 117-121. doi:10.1123/ijsp.2013-0373
- Sandbakk, Ø., Holmberg, H. C., Leirdal, S., & Ettema, G. (2010). Metabolic rate and gross efficiency at high work rates in world class and national level sprint skiers. *Eur J Appl Physiol*, 109(3), 473-481. doi:10.1007/s00421-010-1372-3
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med*, 34(7), 465-485.
- Smith, G. A. (2000). Cross-Country Skiing: Technique, Equipment and Environmental Factors Affecting Performance. In V. M. Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in sport : performance enhancement and injury prevention* (pp. 247-270): Blackwell Science Lt.
- Stoggl, T., Enqvist, J., Muller, E., & Holmberg, H. C. (2010). Relationships between body composition, body dimensions, and peak speed in cross-country sprint skiing. *J Sports Sci*, 28(2), 161-169. doi:10.1080/02640410903414160
- Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (2011). Force interaction and 3D pole movement in double poling. *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), e393-404. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01324.x
- Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (2016). Double-Poling Biomechanics of Elite Cross-country Skiers: Flat versus Uphill Terrain. *Med Sci Sports Exerc*, 48(8), 1580-1589. doi:10.1249/MSS.0000000000000943
- Stöggl, T., & Müller, E. (2009). Kinematic determinants and physiological response of cross-country skiing at maximal speed. *Med Sci Sports Exerc*, 41(7), 1476-1487. doi:10.1249/MSS.0b013e31819b0516
- Stöggl, T., Müller, E., Ainegren, M., & Holmberg, H. C. (2011). General strength and kinetics: fundamental to sprinting faster in cross country skiing? *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), 791-803. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.01078.x
- Trøen, E. (2017). *Effekten av ulik stavlengde på langrennsprestasjon på snø*. (Master), Norges idrettshøgskole, Oslo.
- Zoppirolli, C., Pellegrini, B., Bortolan, L., & Schena, F. (2015). Energetics and biomechanics of double poling in regional and high-level cross-country skiers. *Eur J Appl Physiol*, 115(5), 969-979. doi:10.1007/s00421-014-3078-4

Tabelloversikt

Tabell 1: Alder, antropometriske karakteristikk, stavlengde og VO_{2maks} til forsøkspersonene. ¹ : Vingefang er avstanden fra høyre til venstre fingertupp med utstrakte armer. Data er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD). n = 11	19
Tabell 2: Oversikt over hastighet ($m \cdot s^{-1}$) ved de ulike belastningene. Alle belastninger er gjennomført på 1°	20
Tabell 3: Markørene brukt til konstruksjon av de ulike segmentene for beregning av zCOM	22
Tabell 4: Oversikt over stigning og varighet ved de ulike belastningene på treningsøkten.	26
Tabell 5: forflytningen av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og PRESTASJON (prestasjonstest). Verdier er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *= signifikant forskjellig fra 84%, §= signifikant forskjellig fra pretest 2.....	36
Tabell 6: Minimums (min) og maksimums (maks) posisjon av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og prestasjonstest. Verdier er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *= signifikant forskjellig fra 84%, §= signifikant forskjellig fra pretest 2.	37
Tabell 7: Oversikt over effekten av lange staver på biomekanske parametre, O_2 -kostnad og prestasjon. = ingen forskjell mellom stavlengde, = økning som følge av lange staver, = reduksjon som følge av lange staver, = ikke undersøkt (Carlsen, 2016; Hansen & Losnegard, 2010; Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2017; Onasch et al., 2016).....	41

Figuroversikt

Figur 1: Illustrasjon av staketeknikk ved $\sim 1^\circ$ og $\sim 5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ i løpet av én syklus (0-100 %). Inndelt i kontakt- og slippfase.....	14
Figur 2: Protokoll for testing av fysiologiske og kinematiske parametere.....	21
Figur 3: Markørplassering benyttet for beregning av zCOM.....	22
Figur 4: Individuell utvikling av maksimal hastighet på hurtighetsdragene underveis i treningsperioden. # = signifikant forskjellig fra økt 1, § signifikant forskjellig fra økt 4.	29
Figur 5: Hastighet ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) ved prestasjonstest for 84% og 90% ved pretest 1, pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. * = Signifikant forskjell mellom 84% og 90%, # = Signifikant forskjell fra pretest 1, §=Signifikant forskjell fra pretest 2.	30
Figur 6: A= O_2 -kostnad ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) ved alle belastninger for 84% og 90% ved pretest 1, pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt med SD. * = signifikant forskjell mellom stavle lengdene # = signifikant forskjellig fra pretest 1, § = signifikant forskjellig fra pretest 2. B= Individuell prosentvis reduksjon i O_2 -kostnad ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) pretest 2 til posttest. Data er presentert individuelt og er gjennomsnitt for alle belastninger ved 84% og 90% fra pretest 2 til posttest. Y-akse= prosentvis reduksjon i O_2 -kostnad, X-akse = FP nr.	31
Figur 7: RPE (n=11) og hjertefrekvens (HF) ($\text{slag}\cdot\text{min}^{-1}$) (n=9) ved alle belastninger for 84% og 90% ved pretest 1 (RPE), pretest 2 og posttest (RPE og HF). A=RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning LAV, B=HF pretest 2 og posttest belastning LAV, C= RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning MED. D= HF pretest 2 og posttest belastning MED, E= RPE pretest 1, pretest 2 og posttest belastning HØY, F= HF pretest 2 og posttest belastning HØY. Data er presentert som gjennomsnitt med SD. * = signifikant forskjell mellom stavle lengdene, # =signifikant forskjell fra pretest 1, § = signifikant forskjell fra pretest 2.....	33
Figur 8: Temporale karakteristikk for 84% og 90% ved hastighetene 3 (n = 4), 3,75 (n = 4), 4,5 (n = 11), 5,25 (n = 7), $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (n = 7) og prestasjonstest (n=11) ved pretest 2 og posttest. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. A =kontaktid, B= syklustid, C= slippid, D= frekvens. * = Signifikant forskjell mellom 84% og 90%, §= signifikant forskjell mellom pretest 2 og posttest.....	35
Figur 9: Forflytningen av zCOM (cm) i løpet av en syklus ved belastning LAV, MED, HØY og prestasjonstest ved pretest 2 og posttest. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt med vertikal linje). A= 84% LAV, B=90% LAV, C= 84% MED, D= 90% MED, E=84% HØY, F= 90% HØY, G= 84% prestasjonstest, H= 90% prestasjonstest.....	38

Forkortelser

Forkortelse	Forklaring
O ₂ -kostnad	Oksygenkostnad
84%	Stavlengde tilsvarende 84% av kroppshøyde
90%	Stavlengde tilsvarende 90% av kroppshøyde
zCOM	Vertikal posisjon av center of mass (massemiddelpunktet)
O ₂ -opptak	Oksygenopptak
VO _{2maks}	Det maksimale oksygenopptaket
RER	Respiratorisk utvekslingskvotient
FIS	International Ski Federation
Hz	Sykluser per sekund
RPE	Opplevd anstrengelse (6-20)
COM	Center of mass (massemiddelpunktet)

Vedlegg I

Reliabiliteten av ergospirometrisystemet ble undersøkt underveis i prosjektperioden ved at en person syklet på standardiserte wattbelastninger på en ergometersykkel (Monark Ergomedic 839E; Monark Exercise AB, Vansbo, Sverige). Personen syklet på tre belastninger (100, 125, 150W; O₂-krav 1,7-2,3 L·min⁻¹) med varighet på 5 min. O₂-kostnad ble gitt som et gjennomsnitt av 3.-5. min. Variasjonskoeffisienten ble beregnet ut fra 9 steady state målinger og var på 4,8%.

Vedlegg II



Forespørsel om deltagelse i forskningsprosjektet

Effekten av stavlengden på prestasjonen i klassisk langrenn

Bakgrunn og hensikt med studien:

Viktigheten av staking i klassisk langrenn har økt veldig disse årene og i dag vinnes alt fra langløp til sprint og distanserenn i verdenscuprenn på blanke ski. I staking overføres den kraften utøveren generer til fremdrift kun via stavene. Stavenes egenskaper, som stivhet, pendel, vekt og lengde vil sannsynligvis påvirke den mekaniske effektiviteten. Hvordan stavlengden påvirker teknikk og prestasjon i klassisk langrenn er et område som er veldig aktuelt i dagens langrenn. Utøvere og trenere har de siste årene begynt å eksperimentere med ulike stavlengder. Men per dags dato finnes imidlertid lite forskning om effekten av ulike stavlengder ved staking og diagonalgang. Man kan tenke seg at lengre staver kan redusere tyngdepunkts forflytningen vertikalt. Altså at overkroppen beveger seg mindre opp og ned. Dette kan være med på å redusere O₂-kostnaden og kanskje også bedre prestasjonen i klassisk langrenn. Får å øke kunnskapen om hvordan stavlengden påvirker prestasjon i klassisk langrenn spør vi deg om å delta i et forskningsprosjekt for å studere effektene av stavlengde på prestasjon i staking og diagonalgang. Dette informasjonsskrivet er til alle potensielle forsøkspersoner. Det betyr at vi ber om din deltakelse i prosjektet, så fremt du oppfyller kriteriene for deltakelse: Vi søker både menn og kvinner i alderen 16-40 år. Utøverne må drive aktivt med langrenn/skiskyting på nasjonalt/internasjonalt nivå. For junior løpere topp 30 i norgescup for gutter, topp 30 i norgescup for jenter.

Eksklusjonskriterier: Hvis har metallimplantater (bolter, kunstige hofter osv.), pacemaker, hjerteproblem, nylig trombose eller blodpropp, nylig kirurgisk inngrep, betennelse eller svulster kan man ikke delta i denne studien.

Hensikten med dette prosjektet er å øke kompetansen på dette området, slik at man kan uttale seg sikrere om effektene av stavlengde i klassisk langrenn. Prosjektet er initiert og ledet av Norges idrettshøgskole ved mastergradsstudent Ola Kristoffer Tosterud.

Hva innebærer studien?

Det skal det rekrutteres 14-16 forsøkspersoner i alderen 16-40 år. Prosjektet består av en tilvenningsdag på rulleskimøllen etterfulgt av en Vo2 maks test i løping og en testdag på rulleskimøllen. Testen på rulleskimøllen består 6 submaksimale drag og 2 trappetrinns prestasjonstester. Hver testdag starter med en standardisert 10 minutters oppvarming. Pauselengden mellom de submaksimale dragene er 2 minutter. Hver forsøksperson kan regne med å avsette ca. 2 timer pr. testdag. Etter testingen vil det bli gjennomført en treningsintervensjon over 6 uker med totalt 8 økter. Øktene vil bli gjennomført på rulleskimøllen og varigheten vil være ca 1 time. Økten vil bestå av teknisk jobbing i staking i flatt terreng, slak motbakke og bratt motbakke og avsluttes med 4 hurtighetsdrag. Alle testene blir gjennomført på samme sted, under tilnærmet like forhold for alle forsøkspersonene og innenfor samme tidsrom på døgnet (± 1 timer) for hver person. Samme testledere blir også benyttet. All testing vil skje i laboratoriet ved Norges Idrettshøgskole.

Du kan ikke innta matinntak siste timen før test og heller ikke innta koffein (eksempelvis kaffe) de siste tre timene før test. Du skal spise det samme før til samme tidspunkt på begge testdagene.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Det er helt frivillig å delta i prosjektet og du kan på hvilket som helst tidspunkt trekke deg og kreve personopplysningene som er gitt anonymisert, uten å måtte begrunne dette nærmere. Opplysningene som er innhentet om deg (testresultatene) og informasjonen

som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger og prøver gjennom en navneliste. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg. Forsker er underlagt taushetsplikt og data behandles konfidensielt. All informasjon og prøvene som samles inn slettes senest i 2021. Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres. Dataene som fremkommer i studien vil i hovedsak bli benyttet i en masteroppgave, men vil også kunne bli presentert på nasjonale og internasjonale konferanser og seminar.

Mulige fordeler og ulemper med studien

Deltakere i prosjektet må være tilgjengelig på totalt 11 økter på rulleskimøllen og en VO₂ maks test. Vi er litt fleksible på testtidspunkt og treningstidspunkt, men dette vil ta noe av din tid og oppmerksomhet. Vi vil prøve å være imøtekommende og legge testtidene til rette for deg så godt som mulig.

Det er en mulig risiko for skade ved testing på rulleskimølle, men det vil benyttes sikkerhetssele som forhindrer deg i å falle ned på møllen når den kjøres og den vil automatisk stoppe ved en bestemt kraft i selen. I tillegg vil testleder være tilstede. Ved oksygenmålinger under VO₂ maks-test benyttes det et munnstykke som kan oppleves noe ubehagelig, samt kan du oppleve å bli tørr i halsen. Dette er ikke skadelig og utstyret desinfiseres mellom hver gang.

Deltakere i prosjektet får under testingen målt VO₂ maks under løp. Deltakerne får også gjennomført 11 gode treningsøkter inne på rulleskimølle. Det vil også gjennomføres tekniske analyser av din staking med ulike stavlengder, og etter at prosjektet er avsluttet kan du få tilgang til dine individuelle testresultater. Som deltaker kan du få et svar på hvilken stavlengde som sannsynligvis er mest gunstig for deg i staking på ski.

Økonomi

Omkostningene på prosjektet støttes gjennom forskningsmidler fra Seksjonen for fysisk prestasjonsevne på Norges Idrettshøgskole og Olympiatoppen. Det er ingen interessekonflikter knyttet til finansieringen.

Forsikring

NIH er en statlig institusjon og er dermed selvassurandør. Eventuelle skader på deltakere i forbindelse med prosjektet i regi av NIH blir dekket av NIH.

Informasjon om utfallet av prosjektet

Utfallet av prosjektet vil bli offentliggjort gjennom undertegnende sin masteroppgave våren 2017. Etter avsluttet prosjekt har du rett til at få tilgang til egne individuelle resultater knyttet testingen og får de ved å kontakte oss.

Samtykkeerklæring:

Jeg har mottatt skriftlig informasjon og er villig til å delta i studien. Jeg er klar over at det er frivillig å delta i prosjektet og at jeg når som helst og uten å oppgi grunn, kan trekke meg fra prosjektet uten at det gir noen som helst form for konsekvenser.

Er forsøkspersonen under 18 år må samtykket skje i samråd med forelder/foresatt.

Jeg, _____, bekrefter at jeg har mottatt både muntlig og skriftlig informasjon og samtykker herved i å delta i prosjektet,

Dato/Sted _____

Forsøksperson

Forelder/foresatt

Hvis du vil melde din interesse vennlig kontakt en av oss på telefon eller mail og ta med samtykkeerklæringen på første møte. På forhånd hjertelig takk for at du vil stille opp!

Dersom det er noe som du lurer på kan du kontakte:

Ola Kristoffer Tosterud, Mail: olakt@icloud.com Tel: 95446882

Thomas Losnegard, Mail: thomas.losnegard@nih.no Tel: 997 34 184

Vennlig hilsen

Ola Kristoffer Tosterud

Mastergradsstudent

Norges idrettshøgskole

