

Camilla Høivik Carlsen

Effekten av ulike stavlengder på arbeidsøkonomi i staking: flatt versus motbakke

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2016

Sammendrag

Innledning: Staking blir benyttet i stadig større grad og flere eliteløpere har med suksess utelukkende benyttet staking i både langløp, distanse- og sprintrenn. Kraftgenereringen i staking overføres bare via stavene og stavenes egenskaper påvirker bevegelsens mekaniske effektivitet. Effekten av stavlengde på prestasjonen i staking er et omdiskutert tema og et fåtall studier indikerer at kortere og lengre staver enn selvvælg (SV) har en negativ og positiv effekt på korte og maksimale stakprestasjoner, samt er det blitt vist at lengre staver reduserer O₂-kostnaden. Få studier har undersøkt hvordan staking forandres i motbakke, men med tanke på at ~50% av konkurransetiden anvendes her, vil faktorer som reduserer O₂-kostnaden i motbakke være gunstig. Stavlengde kan være en slik faktor og hensikten med dette prosjektet var dermed å undersøke effekten av ulike stavlengder (SV, SV⁻⁵, SV⁺⁵, SV⁺¹⁰) på O₂-kostnaden i staking på flate (1.7°) og i motbakke (4.5°).

Metode: Tretten mannlige langrennløpere og skiskyttere ble rekruttert (23 ± 3 år, 77,2 ± 6,2 kg, 182,3 ± 4,1 cm, 73,0 ± 3,2 ml·kg⁻¹·min⁻¹). Måling av O₂-kostnad og kinematiske parametre foregikk ved staking på rullskimølle. Protokollen besto av to serier med ulik stigning og hastighet: 1.serie: 1.7° og 4,5 m·s⁻¹; 2.serie: 4.5° og 2,5 m·s⁻¹. En serie besto av fire submaksimale drag á 5 min og 3 min pause mellom hvert drag, slik at hver stavlengde ble benyttet én gang.

Resultater: Ved 1.7° gav SV⁺¹⁰ signifikant lavere O₂-kostnad enn SV⁻⁵, SV og SV⁺⁵ (p < 0,05; ES: 0,5-0,8), men det var ingen signifikant forskjell mellom SV⁻⁵, SV og SV⁺⁵ (p > 0,05; ES: 0,2-4). Ved 4.5° ble det funnet en signifikant forskjell i O₂-kostnad mellom alle fire stavlengder (SV⁻⁵ > SV > SV⁺⁵ > SV⁺¹⁰; p < 0,05; ES: 0,6-1,8). Lengre staver medførte en større ekstensjon i hofte-, kne- og ankelledd og dermed en høyere posisjon av COM_z, samt en mindre total forflytning av COM_z både ved 1.7° og 4.5°.

Konklusjon: O₂-kostnaden i staking ble redusert i et tilnærmet lineært forløp når stavlengden økte fra SV⁻⁵ til SV⁺¹⁰ ved både 1.7° og 4.5°, men forskjellen i O₂-kostnaden mellom de ulike stavlengdene var større ved 4.5° enn 1.7°. En økt stavlengde førte til en større ekstensjon i hofte-, kne- og ankelledd, en høyere posisjon av COM_z og en mindre total forflytning av COM_z ved både 1.7° og 4.5°.

Forord

For en dansk jente som ble oppslukt av langrenn for 4 år siden har det vært utrolig gøy og lærerikt og ha muligheten til å skrive sin masteroppgave innenfor dette område. Det har vært en svært interessant prosess og mange utrolig flinke og kunnskapsrike personer har stått ved min side og fortjener en stor takk for all hjelp jeg har fått i løpet av det siste året.

Jeg vil starte med å takke min hovedveileder Thomas Losnegard. Du har vært en fantastisk veileder fra start til slutt. Ditt engasjement og motivasjon for langrenn og forskning har til de grader smittet av på meg og har hjulpet og motivert meg hele veien. Oppgaven startet med din idé som vi i samarbeid har utviklet til det endelige resultatet. Tusen takk for all din hjelp, åpenhet, forståelse, tillit og konstruktiv kritikk både rundt og utenom oppgaven det siste året. Det har hjulpet meg til de grader!

Videre vil jeg takke Bjarne Rud som har vært min biveileder igjennom hele prosjektet. Du har vært utrolig hjelpsom underveis både i testingen og i skriveprosessen. Takk for alltid å sende et smil med på veien!

Takk til Vidar Jacobsen for opplæring rundt testing og resultatbehandling for den biomekaniske delen. Takk til Svein Leirstein for opplæring i laboratorietesting for den fysiologiske delen.

Håvard Myklebust har vært særdeles imøtekommende og alltid svart på spørsmål og kommet med innspill underveis. I tillegg takker jeg for hjelp med behandling av de biomekaniske dataene.

Ikke minst takk til alle de spreke deltakerne som deltok i prosjektet! Dere viste stor interesse for prosjektet og uten dere kunne jeg ikke ha fått til denne oppgaven.

En spesiell takk til min spreke kjæreste Martin, som har vært ved min side hele veien. Du har stilt opp som forsøkskanin, svaret på spørsmål og hjulpet til i hele prosessen. Det har vært uvurderlig å ha deg ved min side og hvert smil og klem har ført meg et steg nærmere målet. Tusen takk!

Camilla Høivik Carlsen

NIH, Oslo, mai 2016

Innholdsfortegnelse

Sammendrag	2
Forord	4
Innhold	3
1.0 Innledning	8
1.1 Problemstilling	11
1.1.1 Hypoteser	11
2.0 Teori	12
2.1 Hva bestemmer prestasjonen i kondisjonsidretter	12
2.1.1 Den mekaniske effektiviteten	12
2.1.2 O ₂ -kostnad i klassisk langrenn	13
2.2 Utviklingen av stavlengde	14
2.3 Staking i et biomekanisk perspektiv	15
2.3.1 Temporale karakteristikkter	15
2.3.2 Biomekanisk beskrivelse av staketeknikken	15
2.4 Oppsummering	21
3.0 Metode	22
3.1 Deltakere	22
3.2 Eksperimentelt design	22
3.3 Testprosedyrer	23
3.3.1 Tilvenning	23
3.3.2 Klargjøring til test	23
3.3.3 Fysiologiske og kinematiske målinger	25
3.4 Databehandling	26
3.5 Utstyr	27
3.6 Statistiske metoder	28
4.0 Resultater	30
4.1 Fysiologiske forskjeller	30
4.2 Kinematiske forskjeller	33
4.2.1 Temporale karakteristikkter	33
4.2.2 Leddvinkler	33
5.0 Diskusjon	40
5.1 Effekten av stavlengde på O₂-kostnad	40
5.2 Effekten av stavlengde på biomekaniske parametre	42

5.2.1	Leddkinematikk.....	42
5.2.2	Plassering og bevegelsen til stavene	43
5.2.3	Temporale karakteristikk.....	44
5.3	Mulige mekanismer bak lavere O ₂ -kostnad med økende stavlengde.....	45
5.4	Lengre staver i praksis - fordeler og ulemper	49
5.5	Begrensninger ved prosjektet.....	51
6.0	Konklusjon	54
	Referanser	55
	Tabelloversikt	61
	Figuroversikt.....	62
	Forkortelser	65
	Vedlegg.....	61

1.0 Innledning

I løpet av de siste tiårene er det forekommet betydelige endringer og en enorm utvikling innen langrenn. Nye konkurranseformer som sprint og fellesstart, bedre løypepreparering, forbedret utstyr og endringer i løypeprofil har bidratt til utviklingen (Losnegard, 2013; Sandbakk & Holmberg, 2014). Klassisk langrenn består tradisjonelt sett av tre underteknikker: diagonalgang, dobbelttak med fraspark og staking (Smith, 1992). Staking blir benyttet i flatt terreng og høy fart, dobbelttak med fraspark benyttes i slake motbakker, hvorefter det skiftes til diagonalgang når stigningen øker og/eller hastigheten reduseres (Pellegrini, Zoppirolli, Bortolan, Holmberg, Zamparo, & Schena, 2013). Teknikkene blir betraktet som et slags giringsystem og det kan veksles mellom dem for tilpasning i hastighet og løypeprofil (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004).

Innen klassisk langrenn er det foregått store forandringer og staking blir benyttet i stadig større grad. Evnen til å beherske staking er i dag avgjørende for å oppnå suksess i konkurranser med klassisk stil (Holmberg, Lindinger, Stöggl, Eitzlmair, & Müller, 2005; Sandbakk & Holmberg, 2014; Stöggl & Holmberg, 2011). I løpet av de siste årene er det flere eliteløpere som har ført stakingen et steg videre og med suksess utelukkende benyttet denne i både langløp, distanse- og sprintrenn. Denne spennende utviklingen startet hos eliteløpere innen langløp (f.eks. Marcialonga, Vasaloppet, König Ludwig Lauf, Birkebeinerrennet, osv.), som består av variende terreng og lengde (>50 km), og hos eliteløpere i sprint ($\leq 1,8$ km, ~3 min) konkurranser i World Cupen (Stöggl & Holmberg, 2011). I sesongen 2014/2015 var det eliteløpere som gjennomførte lengre renn (15 km) i World Cupen (f.eks. Davos, Toblach), hvor terrenget involverer noe mer motbakke enn i langløp og sprint. Løypetråsen til konkurransene i World Cupen skal bestå av 1/3 motbakke, 1/3 nedover og 1/3 flatt (Sandbakk & Holmberg, 2014). I en slik løype anvendes ~50% av tiden i motbakke og denne tiden er en bestemmende faktor for sluttresultatet, samt at det er tiden i motbakke det forekommer størst individuell forskjell mellom løperne (Andersson, Supej, Sandbakk, Sperlich, Stöggl, & Holmberg, 2010; Bolger, Kochbach, Hegge, & Sandbakk, 2015; Sandbakk, Ettema, Leirdal, Jakobsen, & Holmberg, 2011).

Utelukkende bruk av staking fjerner behovet for festesmøring som tradisjonelt sett anvendes i forbindelse med diagonalgang. Fordelen med dette er bedre glid i alle deler av tråseen, ettersom friksjonen mellom skiene og snøen reduseres (Smith, 2000; Stöggl

& Holmberg, 2016). Forskjellen til friksjonen avhenger imidlertid av føret og type festesmøring. I tillegg er staking mer energiøkonomisk enn de andre klassiske underteknikker, spesielt i flatt terreng (Hoffman et al., 1994; Pellegrini et al., 2013). Det er skjedd en betydelig teknisk utvikling av staking de siste årene (Stöggl & Holmberg, 2016) og det er ingen nyere studier som har sett på om diagonalgang fortsatt er mer energiøkonomisk i motbakke som tidligere er blitt vist (Pellegrini et al., 2013). Eliteløpere har fått bedre overkroppsstyrke og –utholdenhet enn tidligere og det kan tenkes at en slik utvikling kan ha bidratt til at staking blir like eller mer energiøkonomisk i motbakke sammenlignet med diagonalgang siden fler og fler utelukkende benytter staking i konkurranser. I tillegg vil flere løpere sannsynligvis ha tilegnet seg en god teknikk for staking i motbakke. Det vil imidlertid høyst sannsynlig være mange faktorer som spiller inn på dette, spesielt ytre faktorer som utstyr og snøforhold.

Eliteutøvere jobber hardt imot å oppnå den beste prestasjonen og både utøvere, trenere og utstørsprodusenter forsøker hele tiden å utvikle, optimalisere og forbedre faktorer som påvirker prestasjonen positivt. Spencer et al. (2014) fant at en forbedring av prestasjonen på ~1% vil være av betydning for langrennsløpere på internasjonalt nivå, og lignende funn er blitt vist i roing (Smith & Hopkins, 2011) og «flat-water» kano og -kajakk (Bonetti & Hopkins, 2010). I roing er det ingen regler for lengde, stivhet, vekt eller byggemateriale for konkurranseårene (muntlig meddelelse, Norges Roforbund, 1.mai, 2016), men designet til årebladene og årenes dimensjoner er viktig for prestasjonen, og kortere lengde (~2,5 m) til årene og større åreblad (~1200 cm²) vil optimalisere fremdriftskreftene og øke hastigheten til båten (Nolte, 2009). I kajakk skapes en effektiv fremdrift ved bruk av åren og hvis utstyret ikke er personlig tilpasset vil det påvirke prestasjonen. Det er ingen regler for årelengden, bladstørrelse og stivheten til blad og skaft, men er faktorer som påvirker utøveren, f.eks. vil en lang åre og større blader gi et tyngre drag og er forbeholdt sterke utøvere (muntlig meddelelse, Norges Padleforbund, 14.april, 2016).

I staking overføres kraftgenereringen til fremdriften kun via stavene og stavenes egenskaper som stivhet, pendelegenskaper, vekt og lengde vil påvirke bevegelsens mekaniske effektivitet (Nilsson, 2008; Stöggl & Karlöf, 2013). Det er ingen regler for stivhet, vekt og lengde til stavene i langrenn og løperen velger selv stavlengden ut fra teknikk, løypeprofil og snøforhold. Hvilken effekt stavlengde har på prestasjonen i staking er blitt et omdiskutert tema de siste årene, men det finnes imidlertid få

forskningsstudier om denne effekten. Et fåtall studier indikerer riktignok at kortere og lengre staver enn selvvalgt (SV) har en negativ og positiv effekt på korte og maksimale stakprestasjoner. Nilsson et al. (2003) fant at $SV^{-7.5}$ reduserte den fremdriftskapende kraftimpuls og hastigheten, hvor $SV^{+7.5}$ medførte en økning sammenlignet med SV. Hansen & Losnegard (2010) bygget videre på disse funnene og undersøkte effekten av $SV^{-7.5}$ og $SV^{+7.5}$ i en maksimal 80 m staketest på snø. Funnene viste at lengre staver reduserte tiden med $0,9 \pm 0,7\%$ ($p < 0,05$), hvor kortere staver økte tiden med $1,2 \pm 1,0\%$ ($p < 0,05$). Løperne forbedret altså tiden med 0,11 sek., som tilsvarer 88 cm forsprang ved 80 m passeringen. I tillegg har nye funn fra (Losnegard, Myklebust, Skattebo, Stadheim, Sandbakk, & Hallén, 2016) demonstrert at lengre staver ($SV^{+7.5}$) har en positiv effekt på O_2 -kostnaden i staking sammenlignet med SV. Alle disse studiene benyttet en stavlengde på $SV^{+7.5}$ og fant en positiv effekt, men det finnes ingen studier som har sett på effekten av flere ulike stavlengder på O_2 -kostnaden. Hvordan forholdet mellom O_2 -kostnad og stavlengde forløper, samt om det påvirkes av stigning (f.eks. flatt og motbakke) er ukjent. Den negative effekten av kortere staver på sprintprestasjonen i staking (Hansen & Losnegard, 2010) kan også tenkes å være tilstede for O_2 -kostnaden, men det er hittil ingen tidligere studier som har demonstrert dette. Videre kan det tenkes at den positive effekten av lengre staver på O_2 -kostnaden (Losnegard et al., 2016) vil oppnå et platå og O_2 -kostnaden begynne å øke igjen når stavlengden blir en viss lengde, men hvor lange staver det er fysisk mulig å gå med og stadig ha en positiv effekt på prestasjonen er ukjent.

Staking blir i dag benyttet i stadig brattere motbakke, men det er få studier som har undersøkt hvordan fysiologiske og biomekaniske parametre i staking forandres i motbakke. Millet et al. (1998) fant at når stigningen økte fra 2,1% (1.2°) til 5,1% (2.9°) forble kontakttiden konstant, men slippetiden ble redusert og stavkraften økte. I en nyere studie demonstrerte Pellegrini et al. (2013) at staking ved stigninger fra 0-4° økte O_2 -kostnaden med en høyere rate enn diagonalgang og ved 3° var det ingen forskjell i O_2 -kostnad mellom de to teknikker. Med tanke på at ~50% av konkurransetiden anvendes i motbakke og at denne tiden er en bestemmende faktor for sluttresultatet, samt at det er i motbakke det forekommer størst individuell forskjell mellom løperne (Andersson et al., 2010; Bolger et al., 2015), vil faktorer som påvirker teknikken og O_2 -kostnaden positivt ved staking i motbakke være svært gunstig for løperne. Stavlengde kan være en slik faktor og de positive effekter som tidligere er blitt vist ved lengre stavlengde (Nilsson et

al., 2003; Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2016) har vært ved stigninger mellom 0° - 2.5° og hvordan denne effekt er ved stigninger $> 2.5^{\circ}$ er ukjent. Hensikten med dette prosjektet var dermed å undersøke effekten av ulike stavlengder på O_2 -kostnaden i staking på flate (1.7°) og i motbakke (4.5°).

1.1 Problemstilling

- Vil stavlengdene SV^{-5} , SV , SV^{+5} og SV^{+10} ha ulik effekt på O_2 -kostnaden ved staking på flate og i motbakke?

1.1.1 Hypoteser

- Ved staking i motbakke vil ulike stavlengder ha ulik effekt på O_2 -kostnad sammenlignet med på flate.
- Stavlengde vil medføre en endring i kinematiske parametre både på flate og i motbakke.

2.0 Teori

2.1 Hva bestemmer prestasjonen i kondisjonsidretter

I typiske kondisjonsidretter som løping, sykling og langrenn er målet å ha en høyest mulig gjennomsnittlig hastighet. Hastigheten er primært bestemt av den totale energiomsetning og hvor effektivt denne energien utnyttes under arbeid (arbeidsøkonomi) (di Prampero, 2003; Joyner & Coyle, 2008). Hvis arbeidsøkonomien uttrykker energikostnaden for en gitt distanse vil hastigheten kunne beskrives som følgende:

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

Energiomsetningen over en distanse eller tid bestemmes derfor av den maksimale evne til å ta opp og omsette oksygen ($\text{VO}_{2\text{maks}}$), hvor stor andel av $\text{VO}_{2\text{maks}}$ som utnyttes (utnyttingsgraden; %), samt den anaerobe energiomsetningen. Dermed vil en høyere energiomsetning og/eller forbedret arbeidsøkonomi øke hastigheten og dermed prestasjonen (Hallén, 2002; Losnegard, 2013).

2.1.1 Den mekaniske effektiviteten

Det maksimale oksygenopptaket setter en øvre grense for den aerobe energiomsetningen per tidsenhet og evnen til å metabolisere energi aerobt er nødvendig for en god prestasjon i kondisjonsidretter (Basset & Howley, 2000; Saltin & Åstrand, 1967). $\text{VO}_{2\text{maks}}$ blir ansett som en av de viktigste faktorene for prestasjonen innen langrenn (Ingjer, 1991). Likevel kan langrennsløpere med samme $\text{VO}_{2\text{maks}}$ ha ulik prestasjonsevne og noe av denne forskjellen kan forklares av den mekaniske effektiviteten (Sandbakk, Holmberg, Leirdal, & Ettema, 2010). Den mekaniske effektiviteten ved bevegelse angir skjelettmusklernes evne til å transformere biokjemisk energi til bevegelse. Effektiviteten blir oftest uttrykt som *gross efficiency* (GE) eller arbeidsøkonomi (Sandbakk et al., 2010). GE er definert som det prosentvise forholdet mellom utført arbeid og det totale energiforbruket (Sidossis, Horowitz, & Coyle, 1992). Jo større forholdet er mellom det ytre arbeid og energiforbruket, desto bedre er den muskulære effektiviteten (Perrault, 2006). Arbeidsøkonomien er som oftest definert som energikravet (O_2 -kostnad) for en gitt hastighet, belastning eller distanse, og blir bestemt ved å måle oksygenopptaket under stabile forhold («steady state») (Basset & Howley, 2000; Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004). Den mekaniske effektiviteten ved

bevegelse varierer fra ~5-40% intraindividuell og påvirkes av bevegelsesform, belastning og individuelle forskjeller (Joyner & Coyle, 2008; Perrault, 2006; Saunders et al., 2004). I langrenn er det mange faktorer, både indre og ytre, som kan være med til å forklare en slik forskjell. Indre faktorer som kroppsmasse, høyde, muskelmasse og muskeltypfordeling, og ytre faktorer som teknikk, koordineringsmønster, utstyr, terreng, klima og snøforhold kan spille en rolle (Hallén, 2002; Losnegard, Schäfer, & Hallén, 2014).

2.1.2 O₂-kostnad i klassisk langrenn

De ulike underteknikkene i klassisk langrenn involverer forskjellige bevegelsesmønstre og i hvilken grad over- og underekstremiteten bidrar til fremdriften varierer, spesielt mellom diagonalgang og staking. Valg av den mest hensiktsmessige teknikken i forhold til hastighet og terreng kan ha en stor påvirkning på bevegelseeffektiviteten og prestasjonen (Pellegrini et al., 2013). Tidligere studier som har sammenlignet fysiologiske krav til diagonalgang og staking demonstrerte at oksygenopptaket var lavere ved staking enn diagonalgang, men at forskjellen var avhengig av stigningen (Hoffman & Clifford, 1990; Hoffman et al., 1994). En nyere studie av Pellegrini et al. (2013) fant kun små forskjeller i O₂-kostnad mellom teknikkene, men staking viste seg å være mest energiøkonomisk i flatt terreng. Dog viste deres resultater at O₂-kostnaden økte med en høyere rate for staking enn diagonalgang, når stigningen til terrenget økte. Det kan se ut til at kraftutviklingen til overkroppsmuskulaturen kommer til å ligge for nærme den maksimale evnen i motbakke og staking vil ikke lengre være mer energiøkonomisk enn diagonalgang (Pellegrini et al., 2013). Disse funnene indikerer at diagonalgang har en fysiologisk fordel i motbakke sammenlignet med staking. Når stigningen øker vil behovet for kraftoverførslen igjennom stavene øke i større grad for staking enn i diagonalgang sammenlignet med flatt terreng (staking: 3 x større; diagonalgang: 1,5 x større) (Pellegrini et al., 2013). Det kan bety at en økt kraftgenerering i overkroppen påvirker de kontraktile karakteristikker i musklene og reduserer den muskulære effektiviteten, som er negativt relatert til arbeidsintensiteten (Gaesser & Brooks, 1975; Powers, Beadle, & Mangum, 1984). Hvor det i diagonalgang sannsynligvis forekommer en bedre arbeidsfordeling mellom over- og under-ekstremiteten og den muskulære effektiviteten vil antageligvis opprettholdes på tross av en økt stigning til terrenget. Allikevel blir staking i dag benyttet i større og større grad også i motbakke. Mulige årsaker til dette kan sannsynligvis være den revolusjonære

endringen i staketeknikken, forbedret styrke og utholdenhet i overkroppen, bedre glid grunnet lavere friksjon mellom ski og snø uten festesmøring, bedre utstyr (ski og staver) (Stöggl & Holmberg, 2016), endret treningsmetoder, samt mentale egenskaper i forhold til å utvikle seg som langrennsløper og prøve å stake i motbakke.

2.2 Utviklingen av stavlengde

Siden kraftgenereringen i staking bare overføres via stavene, vil stavenes egenskaper som stivhet, pendelegenskaper, vekt og lengde påvirke bevegelsens mekaniske effektivitet (Nilsson, 2008; Stöggl og Karlöf, 2013). Stavlengden som har blitt brukt av eliteløpere har variert igjennom tidene. I starten av 80-tallet ble skøyting introdusert og bruken av lengre staver i skøyting økte også stavlengden i klassisk langrenn. På 90-tallet ble det brukt staver som var 89-93% av kroppshøyden (Hoffman, Clifford, Foley & Brice 1990; Mittelstadt et al., 1995). På 2000-tallet var stavlengden blitt redusert til 82-84,3 % av kroppshøyden (Nilsson et al. 2003; Holmberg et al. 2005, Holmberg, Lindinger, Stöggl, Björklund, & Müller, 2006). I 2008/2009 var selvvalgt stavlengde i klassisk hos det norske skilandslaget 83,2% og 83,4% (sprint 83,8%) for henholdsvis kvinner og menn (Hansen & Losnegard, 2010). I 2016 analyserte Sandbakk et al. (2016) den fysiologiske kapasitet til de fem høyst ranget kvinnelige langrennsløpere, hvor de gjennomførte testingen med selvvalgt stavlengde på ~83,3%. Hittil har en stavlengde på ~83-84% blitt betraktet som den generelle normen i klassisk langrenn (Hansen & Losnegard, 2010). De siste årene har stavlengde fått mye oppmerksomhet og hvilken stavlengde som er mest optimal for prestasjonen i ulikt terreng, valg av teknikk, snøforhold, samt løperens styrke og tekniske ferdigheter er i dag ikke kjent. Et fåtall studier indikerer dog at lengre staver ($SV^{+7.5}$) har en positiv effekt på korte og maksimale stakeprestasjoner (Nilsson et al., 2003; Hansen & Losnegard, 2010). O_2 -kostnaden er en viktig faktor for prestasjonen og nye funn fra Losnegard et al. (2016) viste at lengre staver ($SV^{+7.5}$) reduserte O_2 -kostnaden i staking ved tre ulike hastigheter (3-3,5-4 $m \cdot s^{-1}$; 2.5°) sammenlignet med SV. Det kreves imidlertid mer forskning innen dette område for å gi en mer detaljert beskrivelse av hvilken rolle stavlengde spiller for O_2 -kostnaden i staking. Mulige metoder for å oppnå dette kan være en undersøkelse av den akutte effekten av ulike stavlengder på O_2 -kostnaden ved forskjellige stigninger, både på rulleski og ski på snø, samt vil en gjennomføring av et intervensjonsstudie med trening av ulike stavlengder gi mulighet for å følge effekten på O_2 -kostnaden etter en periode med nevrologisk- og muskulærtilpasning til de ulike stavlengdene.

2.3 Staking i et biomekanisk perspektiv

2.3.1 Temporale karakteristikk

Hastigheten i staking blir påvirket av sykluslengde og -frekvens. Sykluslengde blir definert som tiden eller distansen mellom to stavissett, hvor syklusfrekvensen er antallet av sykluser per sekund (Hz). Tidligere studier som har undersøkt hvordan temporale variabler endres med økt hastighet og/eller friksjon, demonstrerte alle en økning i syklusfrekvens (Lindinger, Stöggl, Müller, & Holmberg, 2009; Nilsson, Tinmark, Halvorsen, & Arndt, 2013; Nilsson et al., 2004; Stöggl, Müller, Ainegren, & Holmberg, 2011). Derimot er det varierende funn for hvordan sykluslengde påvirkes ved økende hastigheter. De fleste studiene har demonstrert en opprettholdelse (Nilsson et al., 2004) eller reduksjon av sykluslengden (Nilsson et al., 2013; Stöggl et al., 2011), som ble forklart av en reduksjon i tiden løperen kunne skape kraft som overføres til underlaget, når hastigheten økte. I motsetning til andre studier demonstrerte Lindinger et al. (2009) en økning i sykluslengde som blant annet ble forklart av den «moderne» staketeknikken som gjorde det mulig å produsere en høyere kraft som kunne overføres til underlaget (Holmberg et al., 2005).

Temporale karakteristikk påvirkes av en rekke ytre faktorer, blant annet luftmotstand, stigning og friksjon. I tillegg kan det tenkes at en endring i utstyr, som stavlengde kan påvirke temporale variabler. Det er lite forskning som har sett på dette aspektet, men tidligere hypoteser har foreslått at «et større treghetsmoment med lange staver vil kunne øke tiden som kreves for å svinge staverne fremover i løpet av slippfasen og dermed direkte redusere frekvensen. I løpet av kontaktfasen vil lengre staver kunne øke kontakttiden og dermed skape en større fremdriftsskapende impuls, samt redusere frekvensen» (Smith, 2000, s. 268), og «..den lengre varigheten til kontaktfasen med lange staver vil kunne forlenge varigheten, og dermed redusere syklusfrekvens» (Nilsson et al. 2003). De studiene som har undersøkt effekten av stavlengde på temporale karakteristikk har vist varierende utfall (Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2016; Nilsson et al., 2003).

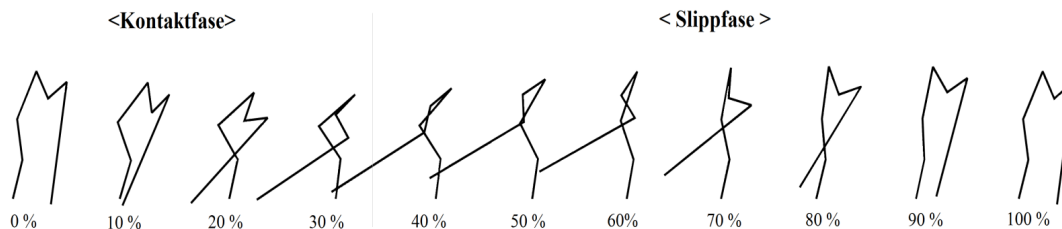
2.3.2 Biomekanisk beskrivelse av staketeknikken

2.3.2.1 Leddkinematikk i staking

Staking er en kompleks bevegelse som involverer både over- og underekstremiteten (Bojsen-Møller, Losnegard, Kempainen, Vilianen, Kalliokoski, & Hallén, 2010;

Calbet, Jensen-Urstad, van Hall, Holmberg, Rosdahl, & Saltin, 2004; Holmberg et al., 2005). Fremdriften blir hovedsakelig skapt av en symmetrisk og synkron stakkebevegelse til armene og trunkus i løpet av kontaktfasen, hvor underekstremiteten stabiliserer og opprettholder overkroppen i en oppreist posisjon under hele syklusen, samt spiller en aktiv rolle i slippfasen igjennom et aktivt fleksjons-ekstensjonsmønster i hofte-, kne- og ankelledd (Holmberg et al., 2005). Som forberedelse til stavissettet forekommer det i løpet av slippfasen en ekstensjon i hofte-, kne- og ankelledd for å rette opp kroppen og klargjøre en «høy hæl – høy hofte» posisjon, samtidig som kroppen lenes fremover (Holmberg et al., 2005) (Figur 2.1). I tillegg til å øke den vertikale posisjonen til kroppsmassemidtpunktet (COM_z), som tillater en større utnyttelse av kroppsvekten for å ligge mer kraft i stavene under kontaktfasen (Zoppirolli, Pellegrini, Bortolan, & Schena, 2015), vil en slik posisjon øke kroppens mekaniske energi som kan bli overført direkte over i et ytre arbeide i kontaktfasen (Danielsen, Sandbakk, Holmberg, & Ettema, 2015). I kontaktfasen forekommer det en fleksjon i hofte-, kne- og ankelledd som bidrar til å senke COM_z og tilføre ekstra vekt til stavene og øke de fremdriftsskapende kreftene (Figur 2.1). En rask og større senkning av COM_z er imidlertid blitt beskrevet som en kompensasjon for en mindre effektiv kontaktfase og er forbundet med en høyere O_2 -kostnad (Zoppirolli et al., 2015).

På samme måte som i underekstremiteten forekommer det et fleksjons-ekstensjonsmønster i både skuldrene og albueene i løpet av syklusen (Figur 2.1). For å posisjonere stavene korrekt før stavissett forekommer det i slippfasen en samtidig fleksjon og abduksjon i skuldrene, slik at armene føres frem og opp foran kroppen igjen. I kontaktfasen vil det i skuldrene forekomme en ekstensjon og adduksjon for å legge vekt og kraft imot stavene og motstå de motsatt virkende kreftene fra underlaget, samt å føre armer og staver bakover for å skape en fremoverrettet bevegelse til kroppen (Holmberg et al., 2005). I stavissettet skjer det en rask fleksjon i albueene som er skapt av de høye motsatt virkende kreftene fra underlaget. Albueene vil deretter ekstenderes for å bidra til den fremdriftsskapende stavkraften. Flexjon-ekstensjonsmønsteret i albueene spiller en viktig rolle for aktivering av skulder- og albueleddets ekstensorer under kontaktfasen og en preaktivering av musklene medvirker til en mer effektiv kontraksjon, dannelse av elastisk energi og dermed høyere kraftutvikling (Holmberg et al., 2005; Lindinger et al., 2009).



Figur 2.1: Illustrasjon av staketeknikken i løpet av én syklus (0-100 %). Inndelt i kontakt- og slippfase.

Det er få tidligere studier som har brukt et 3D videoposisjoneringssystem for registrering av 3D kinematikken av hele kroppen og utstyr i staking (Nilsson et al., 2013; Stöggl & Holmberg, 2016; Zoppirolli et al., 2015), hvor andre tidligere studier har benyttet 2D video (Smith, Fewster, & Braudt, 1996; Zory, Vuillerme, Pellegrini, Schena, & Rouard, 2009) og akselerometer (Losnegard et al., 2016) eller goniometer (Holmberg et al., 2005). Innsamling av 3D data sammenlignet med 2D, gir mulighet for å analysere bevegelsen i tre plan (x, y, z) og gi en mer detaljert beskrivelse av bevegelseskinematikken. I tillegg har Nilsson et al. (2013) og Stöggl & Holmberg (2016) benyttet et analytisk modelleringsprogram, som danner en skjelettmodell av kroppssegmentene og beregner plasseringen av leddsentrene ut fra markørene og lager de kinematiske analysene ut fra disse. Hvor andre tidligere studier har laget de kinematiske analysene ut fra plasseringen av markørene og er dermed ikke like presise (Holmberg et al., 2005; Losnegard et al., 2016; Zoppirolli et al., 2015). Flere studier med 3D kinematiske analyser er sentrale for en detaljert beskrivelse av staketeknikken og en slik metode vil gjøre det mulig å fange opp endringer i teknikk grunnet terreng, snøforhold, utstyr og/eller muskulær- og sentral trøtthet.

2.3.2.2 Muskelbruk i staking

I staking danner de involverte musklene en «aktiveringskjede» som aktiveres i en sekvensiell rekkefølge med buk- og hoft fleksorer i begynnelsen, etterfulgt av skulder- og albue ekstensorer. De involverte musklene viser en høy aktivitet under den første del av kontaktfasen og bidrar til den totale kraftutviklingen, hvoretter muskelaktiveringen slutter etter mønsteret «først inn – først ut» (Holmberg et al., 2005). En studie av Bojsen-Møller et al. (2010) bekreftede funnene til Holmberg et al. (2005), da de fant at de primære effektor musklene i staking inkluderte triceps brachii, latissimus dorsi, teres major og pectoralis. Videre så de at musklene i trunkus og underekstremiteten rundt

nedre ryggrad, hofta og bein viste en økning i energiomsetning når arbeidsintensiteten økte fra lav til høy (53–74 % av VO_{2peak}). Altså, det relative bidrag fra disse musklene økte med høyere arbeidsintensitet. En mulig forklaring på dette kan være at arm- og skuldermusklene oppnår et platå i energiproduksjonen ved submaksimale arbeidsintensiteter og musklene i underekstremiteten må bidra i større grad ved høyere intensiteter (Bojsen-Møller et al., 2010; Rud, Secher, Nilsson, Smith, & Hallén, 2014a).

I staking bestemmer intensiteten den relative fordelingen av arbeidsbelastningen mellom over- og underekstremiteten (Rud et al., 2014a) og den metabolske responsen fra armene og beina er forskjellig, men bidrar likevel likt til den metabolske metabolisme ved lave intensiteter. Armenes metabolske kapasitet er lavere enn beinas (Calbet, Holmberg, Rosdahl, van Hall, Jensen-Urstad, & Saltin, 2005; Terzis, Stattin, & Holmberg, 2005) og ved staking forekommer det total sett en frisetting av laktat fra armene (Rud, Secher, Nilsson, Smith, & Hallén, 2014b), hvor den aktive muskelmassen i beina tar opp og utnytter laktat som energikilde. Dette gjør det mulig og opprettholde en relativt lav arteriel laktatkonsentrasjon på tross av en høy produksjon i armene under arbeid. Som langrennsløper er det svært gunstig å ha en høy metabolsk kapasitet i overkroppen og en forbedret prestasjon etter spesifikk utholdenhetstrening har vist seg å være forbundet med morfologiske og metabolske adaptasjoner, som har resultert i en forbedret aerob og anaerob metabolsk kapasitet (Terzis et al., 2005).

2.3.2.3 Forflytningen av COM_z og O_2 -kostnaden i staking

All bevegelse av kroppsmassen krever energi, og både i løping og staking er det vist at forflytningen av COM_z har en sammenheng med mengden av mekanisk energi som forbrukes under bevegelsen (Belli, Lacour, Komi, Candau, & Denis, 1995; Pellegrini, 2011). Zoppirolli et al. (2015) undersøkte forflytningen av COM_z hos to grupper med langrennsløpere på ulikt nivå (elite og nasjonalt). Deres funn viste blant annet at eliteløperne hadde en mindre forflytning av COM_z og lavere O_2 -kostnad. I tillegg kunne den laveste posisjonen av COM_z i løpet av en syklus være med til å forutsi O_2 -kostnaden i staking med et negativt forhold. Den maksimale posisjonen til COM_z forekom akkurat før stavissettet, hvor den laveste posisjonen forekom i slutten av kontaktfasen (Zoppirolli et al., 2015). Videre fant de at posisjonen til den maksimale COM_z ikke var forskjellig i de to gruppene, men at eliteløperne hadde en høyere posisjon til COM_z under hele kontaktfasen. Dette resulterte i en signifikant lavere forflytning av COM_z , som ble

forklaret av en ulik bevegelseskinematikk i underekstremiteten som gav en mer oppreist kroppsstilling under hele kontaktfasen.

Zoppirolli et al. (2015) undersøkte forflytningen av COM_z mellom to grupper, men for å kunne presisere den mulige sammenhengen mellom forflytningen av COM_z og O_2 -kostnaden må dette undersøkes med forsøkspersonen som sin egen kontroll. Dette gjør det mulig å undersøke om en endring i f.eks. teknikk, utstyr eller terreng vil påvirke forflytningen av COM_z og O_2 -kostnaden hos den enkelte løperen. En måte kan være igjennom en intervensjonsstudie for å se om forflytningen av COM_z endres over tid og påvirker O_2 -kostnaden. En annen måte er å se på den akutte effekten ved endring av en ytre faktor. For eksempel har lengre staver ($SV^{+7.5}$) ført til en lavere vertikal forflytning av COM_z og O_2 -kostnad, som var forbundet med en endring i teknikk (Losnegard et al., 2016). Hvordan teknikken og forflytningen av COM_z påvirkes av flere forskjellige stavlengder og hvordan dette forholdet forløper er ukjent og bør undersøkes nærmere.

2.3.2.4 Effekten av stiging i staking

Tradisjonelt sett har staking vært en underteknikk som hovedsakelig ble benyttet i flatt terreng og ved høye hastigheter, men blir i dag også benyttet i motbakker med stigninger opp imot 15° hvis man går uten festesmøring (Stöggl & Holmberg, 2016). En ny studie av Stöggl & Holmberg (2016) demonstrerte en markant forandring av staketeknikken i både temporale, kinetiske og kinematiske karakteristikker når terrenget gikk fra flatt (1°) til motbakke (7°).

For å overvinne tyngdekraften som virker på kroppen i motbakke og unngå en reduksjon i hastighet, forekommer det en økning i syklusfrekvens når stigningen til terrenget øker (Millet et al., 1998; Stöggl & Holmberg, 2016). På tross av en lavere hastighet i motbakke reduseres sykluslengden og forholdet mellom kontakt- og slipptid endres. I motbakke utgjør kontaktiden ~50 % av den totale syklustiden, hvor den på flate utgjør ~25 % (Holmberg et al., 2005; Stöggl & Holmberg, 2016; Stöggl et al., 2011). Den kortere kontakttiden ved staking på flate er en mulig begrensende faktor for prestasjonen, spesielt ved høye hastigheter hvor behovet for en rask produksjon av høye fremdriftsskapende krafter øker. Motsatt vil den kortere slipptiden ved staking i motbakke være en mulig begrensende faktor. Her kreves det en rask tilbakeføring av kroppsstillingen og stavene før neste stavissett, for å unngå en reduksjon i hastighet i løpet av denne fasen (Stöggl & Holmberg, 2016). Den lengre kontakttiden ved staking i

motbakke var i tillegg forbundet med en større aktiv stavkraft som forekom litt senere i kontaktfasen, større kraftimpulser og effektproduksjon, samt bedre effektivitet. Dette kommer sannsynligvis av den lavere hastigheten i motbakke som muliggjør en lengre kraftutvikling av de fremdriftsskapende kreftene, spesielt under den første del av kontaktfasen (Stöggl & Holmberg, 2016).

Staking i motbakke var karakterisert av en mer oppreist kroppsstilling med mindre fleksjon i trunkus (relatert til vertikalen) og hoftene både ved stavsett og – slipp, mens bevegelsesutslaget i hoftene, kne- og ankelledd var større og mer tydelig. Dette tillot en mer effektiv utnyttelse av kroppsmassen til produksjon av kraft igjennom stavene (Holmberg et al., 2005; Stöggl & Holmberg, 2016). Bevegelsen i overkroppen var mer kompakt med en mindre fleksjon og abduksjon i skuldrene ved isett, en større fleksjon i albueene ved både stavsett og – slipp og dermed mindre bevegelsesutslag, som gjorde at armer og staver ikke ble ført like langt bak før stavslipp. I slippfasen forekom den fremoverrettete bevegelse til armene og ekstensjonen i trunkus og hoftene for å klargjøre en «høy hæl – høy hoft» posisjon i en mer synkronisert bevegelse (Stöggl & Holmberg, 2016).

Det er tydelig at teknikken i staking forandres når stigningen i terrenget endres. Ut fra dette er det sannsynlig at faktorer som påvirker O_2 -kostnaden, teknikken og prestasjonen i staking på flate kan ha en annen effekt ved staking i motbakke. Stavlengde kan være en slik faktor og de negative og positive effekter som tidligere er blitt vist for henholdsvis kortere og lengre stavlengder (Nilsson et al., 2003; Hansen & Losnegard, 2010; Losnegard et al., 2016) har vært ved stigninger mellom 0° - 2.5° . Hvordan effekten av stavlengde er ved stigninger $> 2.5^\circ$ er ukjent og er et interessant aspekt innen utviklingen av stakereprestasjonen og kan bidra med viktig informasjon om hvilken stavlengde som er mest optimal for å oppnå best mulig prestasjon.

2.4 Oppsummering

De ulike underteknikkene i klassisk langrenn involverer forskjellige bevegelsesmønstre og i hvilken grad over- og underekstremiteten bidrar til fremdriften varierer, spesielt mellom diagonalgang og staking. Tidligere funn indikerer at diagonalgang har en fysiologisk fordel i motbakke sammenlignet med staking (Pellegrini et al., 2013), allikevel blir staking i dag benyttet i stadig større grad også i motbakke. Dette kommer sannsynligvis av den revolusjonære endringen i staketeknikken, forbedret styrke og utholdenhet i overkroppen, bedre glid grunnet lavere friksjon mellom ski og snø uten festesmøring, bedre utstyr (ski og staver), endret treningsmetoder, samt mentale egenskaper.

Kraftgenereringen i staking overføres bare via stavene og stavenes egenskaper vil påvirke bevegelsens mekaniske effektivitet. Hvilken stavlengde som er mest optimal for prestasjonen i ulikt terreng, valg av teknikk, snøforhold, samt løperens styrke og tekniske ferdigheter er ukjent, men et fåtall studier indikerer at lengre staver ($SV^{+7.5}$) har en positiv effekt på korte og maksimale stakeprestasjoner (Hansen & Losnegard, 2010; Nilsson et al., 2003), samt medfører en reduksjon i O_2 -kostnad (Losnegard et al., 2016). I motbakke forekommer det en forandring av staketeknikken i både temporale, kinetiske og kinematiske karakteristikk (Stöggl & Holmberg, 2016). Dette kan bety at faktorer som påvirker O_2 -kostnaden, teknikken og prestasjonen i staking på flate kan ha en annen effekt i motbakke. Stavlengde kan være en slik faktor og undersøkelse av effekten av stavlengde i motbakke er et veldig interessant aspekt innen utviklingen av stakeprestasjonen og ligger til grunn for dette prosjektet.

3.0 Metode

3.1 Deltakere

Tretten mannlige langrennsløpere og skiskyttere (12 senior, 1 junior) på høyt nasjonalt nivå deltok i prosjektet. Antropometriske karakteristikk, stavlengde og VO_{2maks} til forsøkspersonene er presentert i tabell 3.1. Et detaljert informasjonsskriv ble utlevert og deltakerne gav skriftlig informert samtykke til å delta i prosjektet (vedlegg II).

Prosjektet var informert til Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) avdeling sør-øst før oppstart (Referanse Nr: 2015/984).

Tabell 3.1: Antropometriske karakteristikk, stavlengde og VO_{2maks} til forsøkspersonene. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. SV: selvvalgt.

Variabel	(snitt \pm SD)
Alder (år)	23 \pm 3
Høyde (cm)	182,3 \pm 4,1
Vingefang (cm) ¹	182,8 \pm 4,6
Vekt (kg)	77,2 \pm 6,2
Stavlengde _{staking} - SV (cm)	153,9 \pm 3,3
Stavlengde _{staking} - SV (% av kroppshøyde)	84,4 \pm 0,7
Stavlengde _{skøyting} - SV (cm)	164,0 \pm 3,5
Stavlengde _{skøyting} - SV (% av kroppshøyde)	90,0 \pm 0,5
VO_{2maks} (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	73,0 \pm 3,2

¹: avstanden fra høyre til venstre fingertupp ved utstrakte arme.

$N = 13$ unntatt VO_{2maks} med $n = 11$.

3.2 Eksperimentelt design

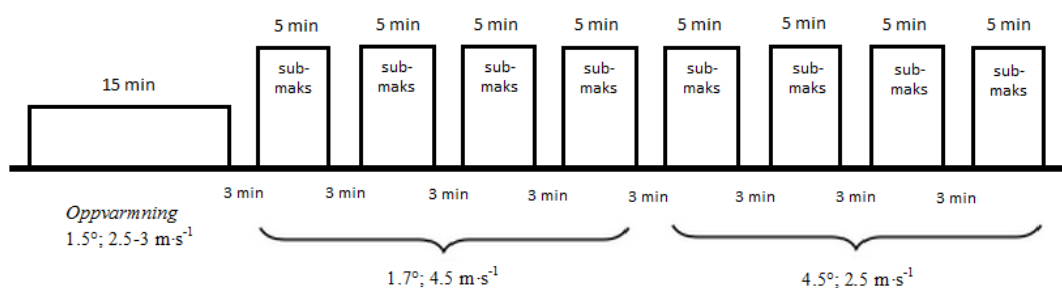
All testing ble gjennomført på rulleskimølle i perioden august-oktober 2015 på Norges idrettshøgskole. Måling av O_2 -kostnad og kinematiske parametre ved staking på rulleski ble gjennomført på én testdag under submaksimale belastninger på mølle.

Protokollen besto av to serier med ulik stigning og hastighet:

- 1.serie: stigning 1.7° og hastighet 4,5 m·s⁻¹.
- 2.serie: stigning 4.5° og hastighet 2,5 m·s⁻¹.

Det ble gjennomført ~15 min oppvarming (1.5° ; $2.5-3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; ~60-75% av HF_{maks}) før de to seriene. En serie besto av fire submaksimale drag á 5 min og 3 min pause mellom hvert drag. Hver stavlengde ble benyttet én gang i hver serie. Alle forsøkspersonene gjennomførte de to seriene i samme rekkefølge og rekkefølgen av de ulike stavlengdene ble gjennomført i en balansert variant med enten SV^{-5} , SV , SV^{+5} og SV^{+10} cm eller SV^{+10} , SV^{+5} , SV og SV^{-5} cm.

Den totale varigheten for hele testen var ~75 min, samt ~45 min til klargjøring av forsøkspersonen (figur 3.1).



Figur 3.1: Protokoll for testing av fysiologiske og kinematiske parametre.

3.3 Testprosedyrer

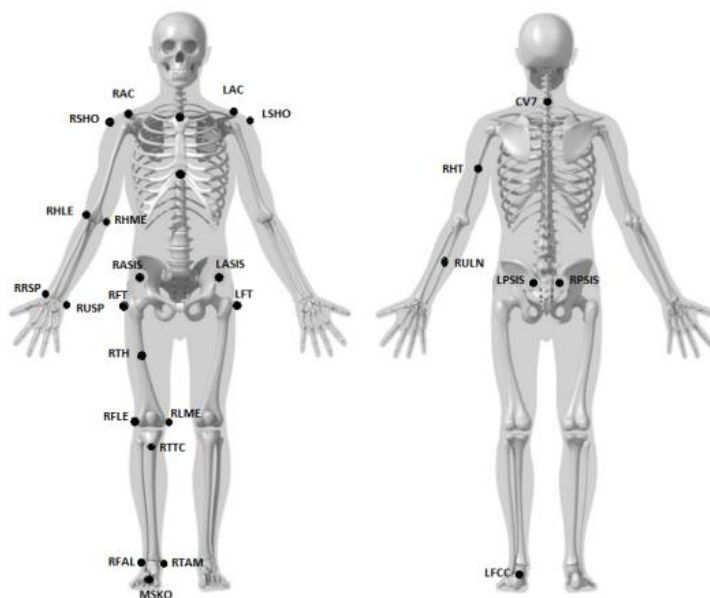
3.3.1 Tilvenning

Før selve hovedtesten hadde forsøkspersoner med lite mølleerfaring en tilvenningsøkt ($n = 8$). Tilvenningsøkten besto av ~15 min oppvarming (1.5° ; $2.5-3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; ~60-75% av HF_{maks}) og to drag á 5 min med de to ulike serier som ble benyttet under hovedtesten. Alle gikk med SV stavlengde under tilvenningen.

3.3.2 Klargjøring til test

Før test ble videoposisjoneringssystemet til innsamlingen av kinematisk data kalibrert ved bruk av en dynamisk kalibreringsmetode, hvor en T-formet stav ble ført rundt innenfor et areal på ~ 12 m^3 (3 m lang, 2 m bred og 2 m høy) med et stilleliggende referanseobjekt som definerer koordinatsystemet til bevegelsen. Kalibreringsopptaket hadde en varighet på 40 sek.

Før montering av refleksmarkører ble det foretatt ulike antropometriske mål til bruk i de biomekaniske analysene. Totalt ble det montert 33 refleksmarkører (sfæriske, 7 mm) til forsøkspersonen og utstyr. På forsøkspersonen ble det fastgjort 27 markører til huden med dobbeltsidig tape på gjenkjennelige anatomiske punkter, for å identifisere de viktigste kroppssegmenter for analyse av tekniske variabler i staking. Markørene var plassert på pelvis, trunkus, høyre over- og underekstremitet til dannelse av en modifisert 3D-modell av forsøkspersonene (figur 3.2, tabell 3.2). På utstyret ble det festet 6 markører, to på høyre stav (10 og 100 cm fra håndtaket), to på høyre ski (foran og bak) og to på siden av møllen (plassert 85 cm fra hverandre).



Figur 3.2: Illustrasjon av markørplassering.

Tabell 3.2: Markørene som er brukt til konstruksjon av de ulike segmentene.

	Segment						
	Fot ^a	Legg ^a	Lår ^a	Pelvis	Trunkus	Overarm ^a	Underarm ^a
Markører	Lat. malleolus	Ant. tibial tuberositas	Trochanter major ^b	ASIS ^b	Acromion ^b	Trochanter major humerus ^b	Proc. styloideus radii
	Med. malleolus		Ant. lår ^c	PSIS ^b	Incisura jugularis	Triceps ^d	Proc. styloideus ulnae
	Calcaneus		Lat. & med. femoral epikondyl		Xiphoid process	Lat. & med. humerus epikondyl	
	2.metatarsal hoved				CV7		Ulna ^e

^a: høyre, ^b: høyre og venstre, ^c: plassert asymmetrisk midt mellom trochanter major og lat. femoral epikondyl, ^d: plassert asymmetrisk midt mellom trochanter major og lat. humerus epikondyl, ^e: plassert asymmetrisk midt mellom lat. humerus epikondyl og proc. styloideus ulnae. Lat: lateral, Med: medial, Ant: anterior, Proc: process, ASIS: anterior superior iliac spine, PSIS: posterior superior iliac spine, CV7: 7. cervikal ryggvirvel.

Før oppvarmingen ble det laget et opptak av forsøkspersonens utgangsstilling på møllen til bruk i videoanalysene. Denne besto av en stillestående posture med skiene plassert parallelt i fartsretningen, høyre arm og stav var plassert foran kroppen, slik at staven dannet en vinkel på ~45° med møllen. Venstre arm var plassert med en 90° vinkel i albuen, slik at underarmen lå vannrett i luften og parallelt med skiene.

3.3.3 Fysiologiske og kinematiske målinger

O₂-kostnaden er angitt som det gjennomsnittlige oksygenopptaket relativt til kroppsmassen (ml·kg⁻¹·min⁻¹) fra 3.- 4.5 min i de submaksimale dragene. Hjerterefrekvens ble kontinuerlig målt og angitt som et gjennomsnitt fra 3.- 4.5 min i de submaksimale dragene. RPE ble registrert rett etter hvert drag.

Innsamlingen av kinematisk data i hovedtesten ble utført i løpet av de siste 30 sekunder i hvert drag. Før innsamlingen startet ble munnstykket og slangen til ergospirometri-systemet fjernet. Innsamlingen hadde en varighet på 15 sekunder med en opptaksfrekvens på 300 Hz.

3.4 Databehandling

De kinematiske data ble videre behandlet i QTM, hvor markørene ble identifisert og det ble dannet en AIM-modell (Automatic Identification of Markers) basert på ett utgangsstillingsopptak. AIM-modellen ble tilført de resterende opptakene og det ble utført en manuell utfylling av markører («gap fill») dersom de ikke hadde blitt oppfanget av kameraene og manglet på noen bilder. QTM-filene ble eksportert til C3D- og TSV-format for videre analyse i Visual3D og Matlab.

Det ble i Visual3D dannet en rigid skjelett-modell bestående av segmentene pelvis, trunkus, høyre over- og underekstremitet, samt høyre ski og stav. Leddsentrene til hofte-, kne-, ankel-, skulder og albueleddene ble beregnet. Denne modell var basert på en utgangsstilling og ble videre koblet til de importerte bevegelsesfilene. Rådata fra bevegelsesfilene ble filtrert med et lavpassfilter med en cut-off frekvens på 6 Hz før videre behandling for å fjerne støy fra opptakene.

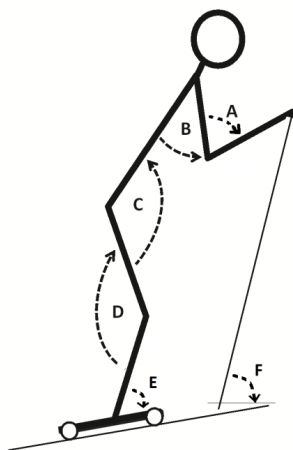
Kinematiske karakteristikk ble funnet for hver stavlengde ved 1.7° og 4.5°. Alle de biomekaniske dataene ble beregnet ut fra 5 sammenhengende sykluser og presentert som gjennomsnitt. For beregning av gjennomsnitt av 5 sykluser og sammenligning mellom forsøkspersonene ble x, y (skulder) og z (COM) koordinatene for hver syklus normalisert i forhold til tid ved bruk av en 3.grads interpolasjon med 101 punkter.

Syklustid ble definert som tiden mellom to stavissett til den høyre staven. Hver syklus ble inndelt i kontakt- og slippfase. Kontaktfasen ble definert som tiden mellom stavissett og stavslipp og slippfasen som tiden mellom stavslipp og det neste stavissett.

Syklusfrekvens ble definert som antallet av sykluser per sekund (Hz). Vinklene i hofte-, kne-, ankel-, skulder- og albueledd ble funnet ut fra bevegelsen mellom to nærliggende segmenter (figur 3.3). Bevegelsen til høyre stav ble funnet relativ til horisontalplanet.

Bevegelsen i leddene og høyre stav ble funnet i sagittalplanet (fleksjon/ekstensjon), samt frontalplanet (abduksjon/adduksjon) for skulderen. Det vertikale massemidtpunktet (COM_z) ble funnet ut fra et tilpasset skript i Matlab. Beregningen av COM_{kropp} ble basert på 7 kroppssegmenter (underarm, overarm, trunkus inklusiv hode, pelvis, lår, legg og fot), samt to segmenter for ski og stav. For å beregne hvert segments COM ble den relative massen til segmentene relatert til hele kroppsmassen beregnet og vekten til utstyret ble funnet. Vekten til skistøvlene ble addert til fot segmentet. Posisjonen av $COM_{segment}$ relatert til det proksimale segmentet ble beregnet og det ble funnet en samlet

COM for hele kroppen og utstyr (COM_z). Da markørroppsetningen var en modifisert 3D-modell for høyre side ble beregningen av venstre side basert på høyre side.



Figur 3.3: Illustrasjon av undersøkte leddvinkler og utstyr. A = albue, 180° angir full ekstensjon, B = skulder, 0° angir nøytral stilling, +° angir fleksjon og -° angir ekstensjon, C = hofta, 180° angir full ekstensjon, D = kne, 180° angir full ekstensjon, E = ankel, 180° angir full plantarfleksjon og F = stav, 0° angir en rett vinkel med mellom stav og mølle. Figur lånt med tillatelse av Losnegard et al. (2016).

3.5 Utstyr

Under testingen ble det benyttet en tredemølle med dimensjon 3 x 4,5 m (Rodby, Sødertalje, Sverige). Rulleski var av typen Swenor Fibreglass; 2er hjul foran 3er hjul bak (Sarpsborg, Norge) som ga en rullefriksjon på 0,026 etter 15 min. Bindingssystemet som ble brukt var NNN (Rottefella, Klokkarstua, Norge). Skistaver var Swix Triac 1.0 (Swix, Lillehammer, Norge) med spesiallagde pigger for tredemøllen. Før hovedtestene var piggene blitt testet på mølle for å sikre likt grep, samt testet for lik vekt. Rullefriksjonen ble regelmessig testet under hele testperioden for å sikre lik friksjon underveis.

Oksygenopptaket ble kontinuerlig målt med et automatisk ergospirometrisystem (Oxycon Pro, Jaeger Instrument, Hoechberg, Tyskland), hvor ekspirasjonsgassen ble analysert og oppgitt som et gjennomsnitt hvert 30. sekund. Systemet er validert ved sammenligning av Douglas bag systemet (Foss & Hallén, 2005). 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)) og luftstrømturbinen (Triple V; Erich jaeger GmbH, Hoechberg, Tyskland) kalibrert manuelt med en treliters kalibreringspumpe (Calibration Syringe, series 5530; Hans Rudolph Inc., Kansas City, Missouri, USA). Hjerterefreknens 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 hodet + hals, samt omkrets av brystkasse, høyre 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 utstyr; totalvekt) ble målt med Seca (model 708 Seca, Hamburg, Tyskland).

For innsamling av kinematiske data ble det benyttet et tre-dimensjonalt video-posisjoneringssystem (ProReflex, Qualisys, Sävedalen, Sverige) med programvaren Qualisys Track Manager (QTM) 2.7 og 6 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 refleksmarkørene tilbake til kameraene, hvor det registreres. Programvaren QTM bestemmer da markørenes posisjon 3-dimensjonalt ved «krysspeiling». Visual3D (C-Motion, Inc., USA) og Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) ble benyttet for videre analyse av kinematiske parametere.

3.6 Statistiske metoder

Før analysene av rådataene ble det undersøkt om de avvok fra normalfordelingen med Shapiro-Wilks test. For analyse av forskjellen mellom de ulike stavlengdene ved 1.7° og 4.5° ble det benyttet to-veis ANOVA med repeterte målinger (normalfordelte rådata) og Friedman testen (ikke normalfordelte rådata). I to-veis ANOVA med repeterte målinger ble varians homogenitet og kovarians undersøkt ved bruk av Mauchly's test for å sikre

at variansen til de repeterte målingene og kovariansmatrisen mellom hvert par av de repeterte målingene var tilnærmelesvis like. Bonferroni post hoc test ble benyttet for å undersøke om forskjellen mellom de ulike stavlengdene var signifikant ($p \leq 0,05$).

Rådata er fremstilt som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD) hvis ikke annet er spesifisert. Den relative endringen mellom de ulike stavlengdene er fremstilt som gjennomsnitt \pm 95 % konfidensintervall (KI). Effektstørrelse (ES; Cohen's d) av forskjellen mellom de ulike stavlengdene ble utregnet ut fra følgende formel:

$$Cohen's\ d = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{SD_a}, \quad SD_a = \sqrt{\frac{SD_1^2 + SD_2^2}{2}}$$

\bar{X}_1 : gjennomsnitt til SV⁻⁵, SV, SV⁺⁵ eller SV⁺¹⁰. \bar{X}_2 : gjennomsnitt til SV⁻⁵, SV, SV⁺⁵ eller SV⁺¹⁰. SD₁: standardavvik til SV⁻⁵, SV, SV⁺⁵ eller SV⁺¹⁰. SD₂: standardavvik til SV⁻⁵, SV, SV⁺⁵ eller SV⁺¹⁰.

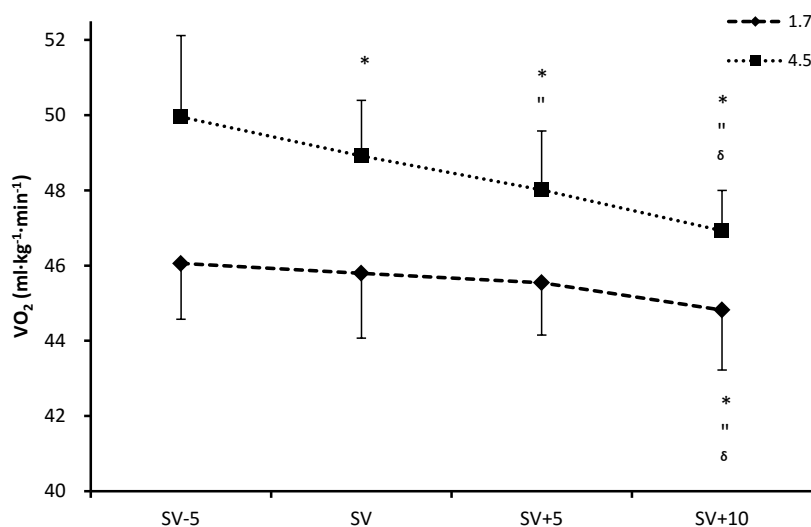
ES ble vurdert som ubetydelig (ES < 0,2), liten (0,2 \leq ES < 0,6), moderat (0,6 \leq ES < 1,2), stor (1,2 \leq ES < 2,0) og veldig stor (ES \geq 2,0) (Hopkins, 2002).

Data ble behandlet i Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft, Redmond, USA) og IBM SPSS Statistics 20.0 (International Business Machines (IBM), New York, USA).

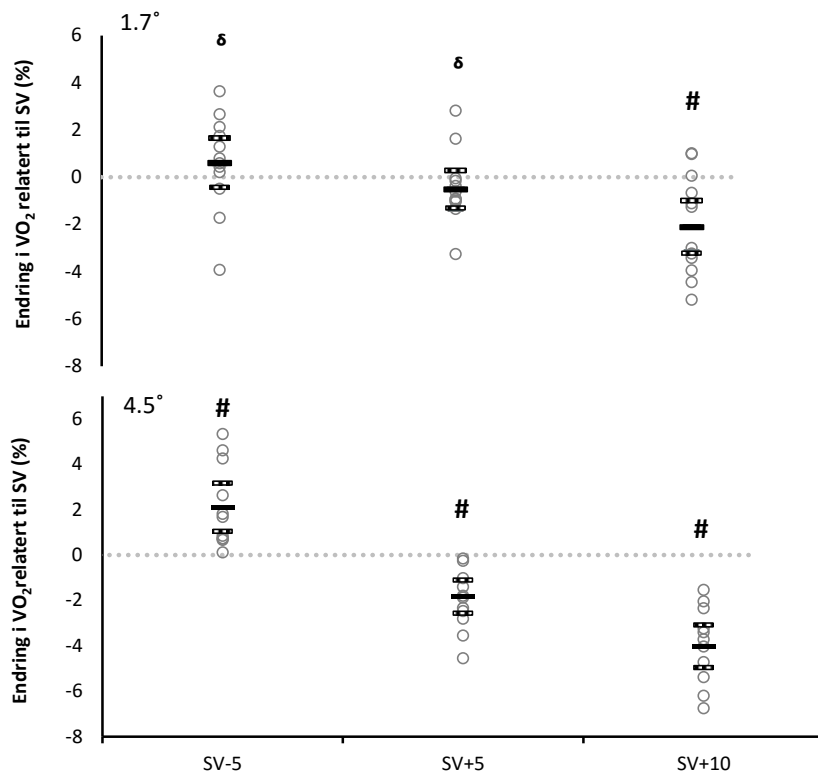
4.0 Resultater

4.1 Fysiologiske forskjeller

Det var en signifikant interaksjon mellom stavlengde x O₂-kostnad ved både 1.7° og 4.5° (p < 0,05). Ved 1.7° gav SV⁺¹⁰ signifikant lavere O₂-kostnad enn både SV⁻⁵, SV og SV⁺⁵ (p < 0,05; ES: 0,5-0,8). Det ble ikke funnet noen signifikant forskjell mellom SV⁻⁵, SV og SV⁺⁵ (p > 0,05; ES: 0,2-0,4) (Figur 4.1; 4.2). Ved 4.5° ble det funnet en signifikant forskjell mellom alle fire stavlengder, hvor SV⁺¹⁰ hadde den laveste O₂-kostnad en (SV⁻⁵ > SV > SV⁺⁵ > SV⁺¹⁰; p < 0,05; ES: 0,6-1,8) (Figur 4.1, 4.2).

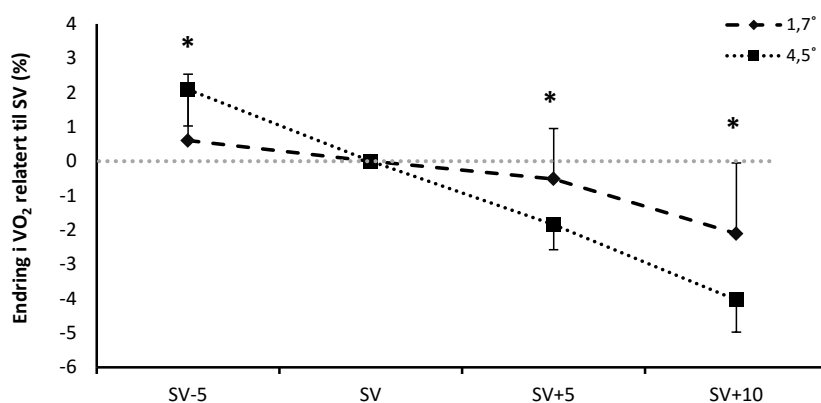


Figur 4.1: O₂-kostnad (ml·kg⁻¹·min⁻¹) for de ulike stavlengdene ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt med SD (negativ retning for 1.7° og positiv retning for 4.5°). *: signifikant forskjell fra SV⁻⁵; p < 0,05 †: signifikant forskjell fra SV; p < 0,05. ‡: signifikant forskjell fra SV⁺⁵, p < 0,05.



Figur 4.2: Forskjellen mellom individuelle endringer i O₂-kostnad relatert til SV for de ulike stavlengdene for 1.7° (øverst) 4.5° (nederst). Endringen er i % relatert til SV. Data presenteres som individuelle (sirkel) og gjennomsnitt (sort strek) med 95% konfidensintervall (stiplet strek). δ : signifikant forskjellig fra SV⁺¹⁰ ($p < 0,05$). # signifikant forskjell mellom alle stavlengdene ($p < 0,05$).

Sammenlignet med SV ble forskjellen i O₂-kostnad mellom de ulike stavlengdene større ved 4.5° enn 1.7° for SV⁻⁵ (1,5%, p < 0,05, ES: 0,8), SV⁺⁵ (1,3%, p < 0,05, ES: 1,0) og SV⁺¹⁰ (1,9%, p < 0,05, ES: 1,0) (Figur 4.3).



Figur 4.3: Forskjellen mellom 1.7° og 4.5° illustrert som endringen i O₂-kostnad i forhold til SV for de ulike stavlengdene. Endringen er i %. Data er presentert som gjennomsnitt med 95% konfidensintervall (positiv retning for 1.7° og negativ retning for 4.5°). *: signifikant forskjell mellom 1.7° og 4.5°, p < 0,05.

Hjertefrekvens, RPE, pustefrekvens, ventilasjon eller RER var ikke forskjellig mellom noen av stavlengdene ved 1.7° (p > 0,05; ES: 0,005-0,6). Ved 4.5° var det ingen forskjell i hjertefrekvens og RPE ved de ulike stavlengdene (p > 0,05; ES: 0,07-0,3). Pustefrekvensen var imidlertid lavere ved SV⁺¹⁰ enn ved SV⁻⁵ og SV, ventilasjonen ble lavere med økende stavlengde, mens RER var lavest ved SV⁺¹⁰ sammenlignet med alle de andre lengdene (p < 0,05) (tabell 4.1).

Tabell 4.1: Hjertefrekvens, RPE, pustefrekvens, ventilasjon og RER ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt ± SD.

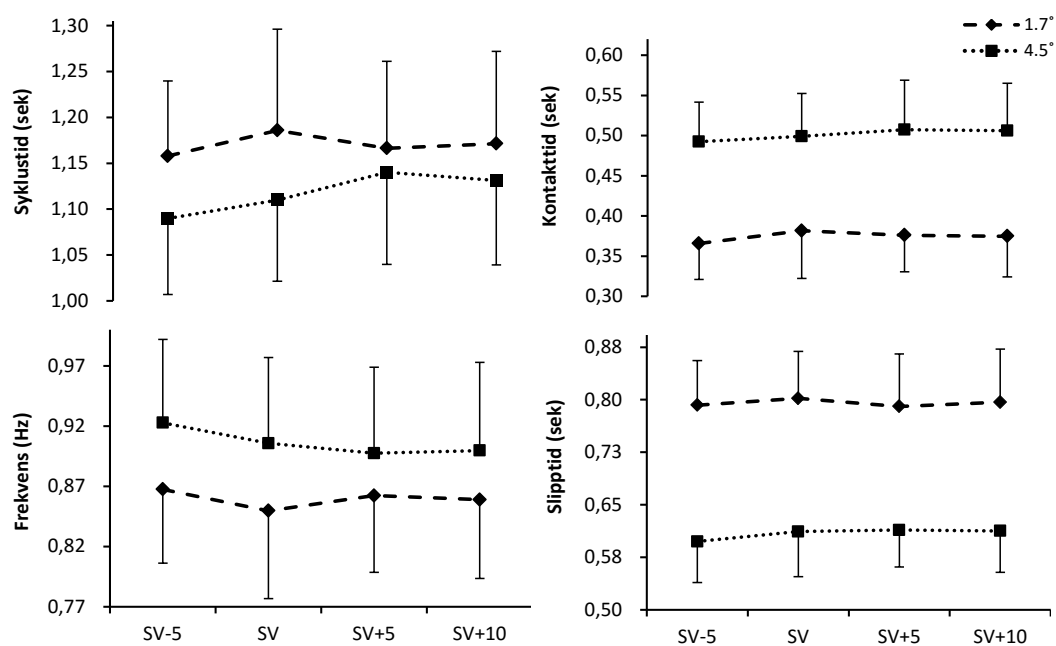
Variabel	1.7°				4.5°			
	SV ⁻⁵	SV	SV ⁺⁵	SV ⁺¹⁰	SV ⁻⁵	SV	SV ⁺⁵	SV ⁺¹⁰
HF (slag·min ⁻¹)	149 ± 10	151 ± 9	150 ± 9	148 ± 8	155 ± 11	154 ± 10	153 ± 10	152 ± 10 ¹
RPE (6-20)	12,6 ± 1,8	12,2 ± 1,8	12,2 ± 1,4	12,3 ± 1,3	13,7 ± 1,6	13,5 ± 1,6	13,3 ± 1,4	13,3 ± 1,2
PF (min ⁻¹)	45 ± 8	45 ± 9	45 ± 9	44 ± 9	50 ± 9	49 ± 9	48 ± 9	46 ± 9* ¹
VE (L·min ⁻¹)	102 ± 10	101 ± 9	100 ± 10	99 ± 10	111 ± 13	107 ± 11*	104 ± 10* ¹	100 ± 10* ¹ ⁶
RER	0,93 ± 0,04	0,91 ± 0,02	0,91 ± 0,03	0,92 ± 0,05	0,90 ± 0,03	0,90 ± 0,03	0,89 ± 0,03*	0,88 ± 0,03* ¹ ⁶

*: signifikant forskjell fra SV⁻⁵; p < 0,05. ¹: signifikant forskjell fra SV; p < 0,05. ⁶: signifikant forskjell fra SV⁺⁵, p < 0,05. ¹: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵, p=0,054.

4.2 Kinematiske forskjeller

4.2.1 Temporale karakteristikker

Det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller i syklusetid, kontakttid, slippetid og frekvens ved verken 1.7° eller 4.5° mellom de ulike stavlengdene ($p > 0,05$) (Figur 4.4).



Figur 4.4: Syklusetid, frekvens, kontakt- og slippetid ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD.

4.2.2 Leddvinkler

4.2.2.1 Hofte

Det var en signifikant interaksjon mellom stavlengthe x hoftevinkelen ved isett, slipp, min, maks og ROM ved både 1.7° og 4.5° ($p < 0,05$). Ved isett, slipp, min og maks var hoften mer ekstendert med $SV^{+10} > SV^{+5} > SV > SV^{-5}$ ved både 1.7° og 4.5°. I kontaktfasen var forskjellen mellom hoftevinkelen med de ulike stavlengdene større enn i slippfasen. Det resulterte i at ROM i løpet av syklusen ble mindre ved lengre staver både ved 1.7° og 4.5° (Figur 4.5; 4.6).

4.2.2.2 Kne og ankel

Det var en signifikant interaksjon mellom stavlengde x knevinkel ved isett, slipp, min og ROM ved både 1.7° og 4.5° og maks ved 1.7° ($p < 0,05$). Ved isett, slipp, min og maks var kneet mer ekstendert med $SV^{+10} > SV^{+5} > SV > SV^{-5}$ ved 1.7°, men ved 4.5° var $SV^{+5} > SV^{+10} > SV > SV^{-5}$. I kontaktfasen var forskjellen mellom knevinkelen med de ulike stavlengdene større enn i slippfasen. Det resulterte i at ROM i løpet av syklusen ble mindre ved lengre staver både ved 1.7° og 4.5°, men det var SV^{+5} som resulterte i minst ROM ved 4.5° (Figur 4.5; 4.6).

For ankel var det en signifikant interaksjon mellom stavlengde og leddvinkel ved isett, min og maks ved 1.7° og isett, min og ROM ved 4.5° ($p < 0,05$). For ankelvinkelen ble det ikke funnet samme spesifikke mønster som for hofte- og knevinkelen. Forskjellen mellom stavlengdene for de ulike variablene varierte i større grad, men noen signifikante forskjeller ses ved at ankelleddet ble mer plantarflektert med lengre staver (Tabell 4.5; 4.6).

4.2.2.3 Skulder og albue

Det ble funnet en signifikant interaksjon mellom stavlengde x skuldervinkelen i sagittalplanet for isett, slipp, maks og ROM ved 1.7° og slipp, min og maks ved 4.5° ($p < 0,05$). Det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller mellom de ulike stavlengdene ved verken 1.7° eller 4.5° (Figur 4.5; 4.6).

Det ble funnet en signifikant interaksjon mellom stavlengde x skuldervinkelen i frontalplanet for isett og min ved 1.7° og for isett, min og ROM ved 4.5° ($p < 0,05$). Lengre staver gav en mer abduert skulder i løpet av syklusen, men det er bare for isett ved 1.7° det er en signifikant forskjell mellom stavlengdene (Figur 4.7; 4.8).

Det ble ikke funnet noen signifikant interaksjon mellom stavlengde x albuevinkelen verken ved 1.7° eller 4.5° ($p > 0,05$) (Figur 4.5; 4.6).

4.2.2.4 Stavene

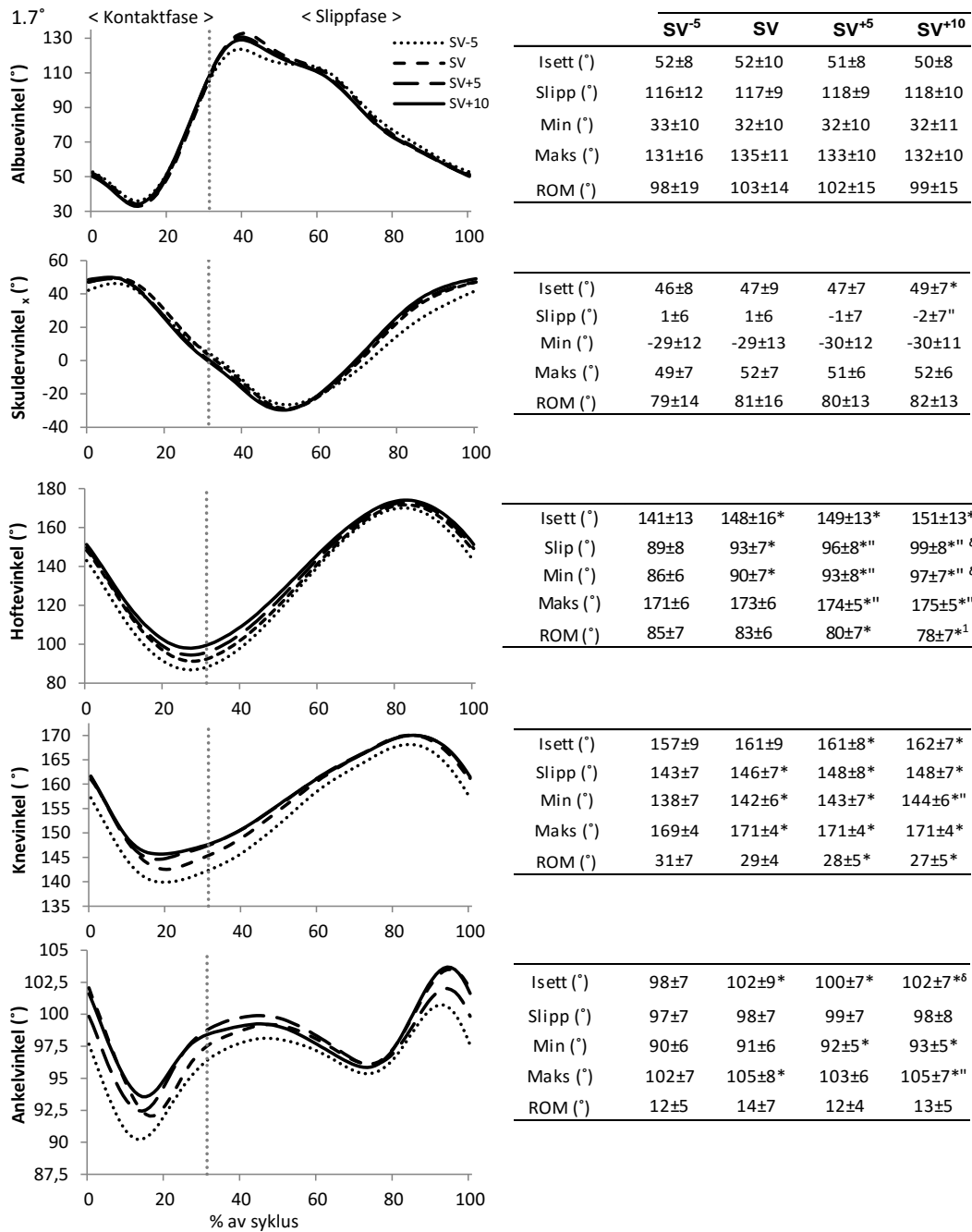
Det ble ikke funnet noen signifikant interaksjon mellom stavlengde x vinkelen mellom stavene og horisontalt planet ved isett, slipp, min, maks eller ROM verken ved 1.7° eller 4.5° ($p > 0,05$) (figur 4.7; 4.8).

Det ble funnet en signifikant interaksjon mellom stavlengde x hvor langt foran ankelleddet stavene ble satt i underlaget ved både 1.7° og 4.5°. Ved 1.7° ble SV^{+10} satt i underlaget signifikant tettere på ankelleddet enn SV^{-5} og SV ($p < 0,05$). Ved 4.5° ble

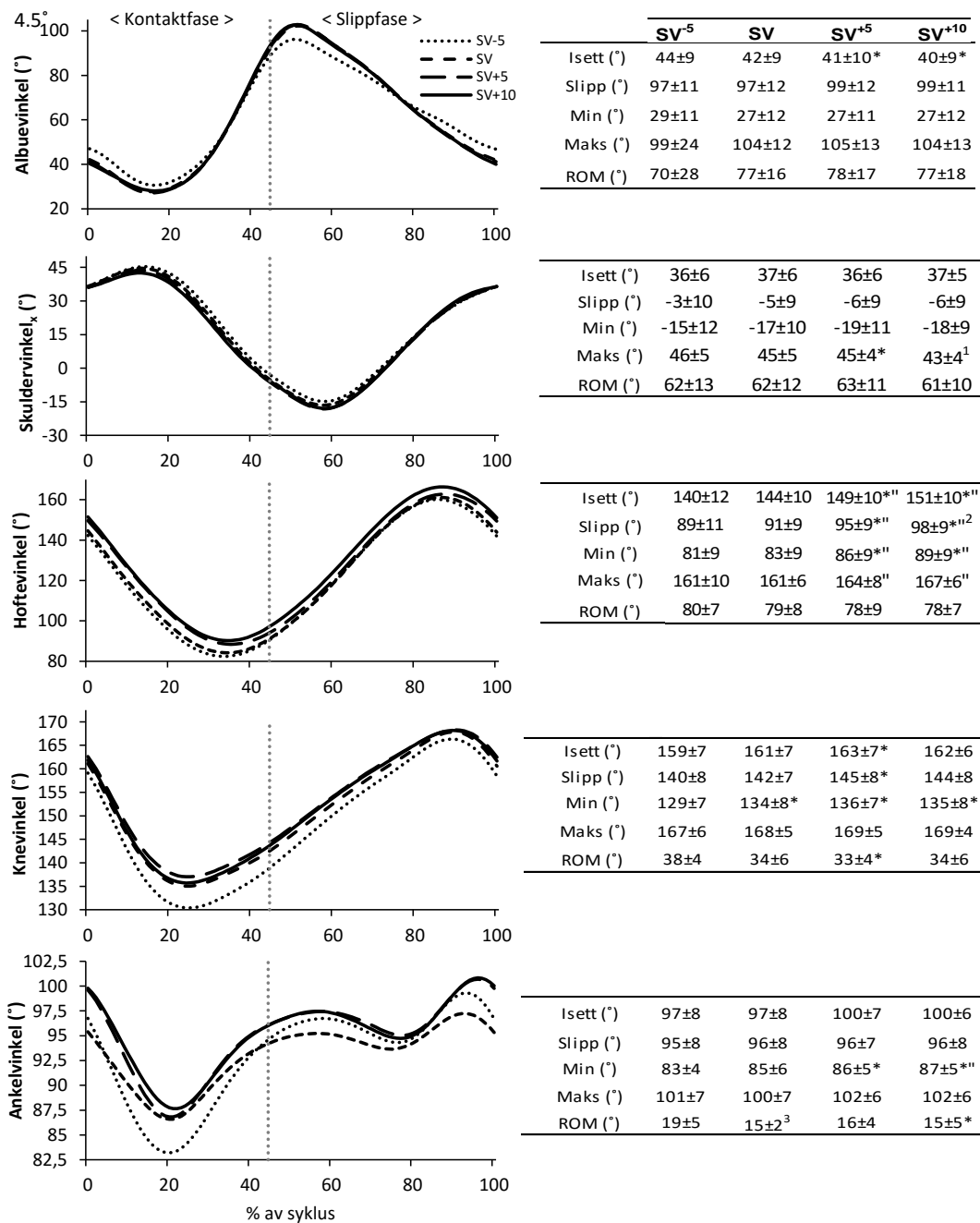
SV^{+10} satt i underlaget signifikant tettere på ankelleddet enn SV^{-5} ($p < 0,05$). Videre ble de lengste stavene ført lengre bak ankelleddet før de slapp underlaget enn de korte stavene ved både 1.7° og 4.5° ($SV^{-5} < SV < SV^{+5} < SV^{+10}$). Ved 1.7° var det en signifikant forskjell mellom alle stavlengdene ($p < 0,05$). Ved 4.5° var det samme mønster og det ble funnet en signifikant forskjell mellom alle stavlengdene bortsett fra SV^{+5} vs. SV^{+10} og SV (Tabell 4.2).

4.2.2.5 Center of Mass

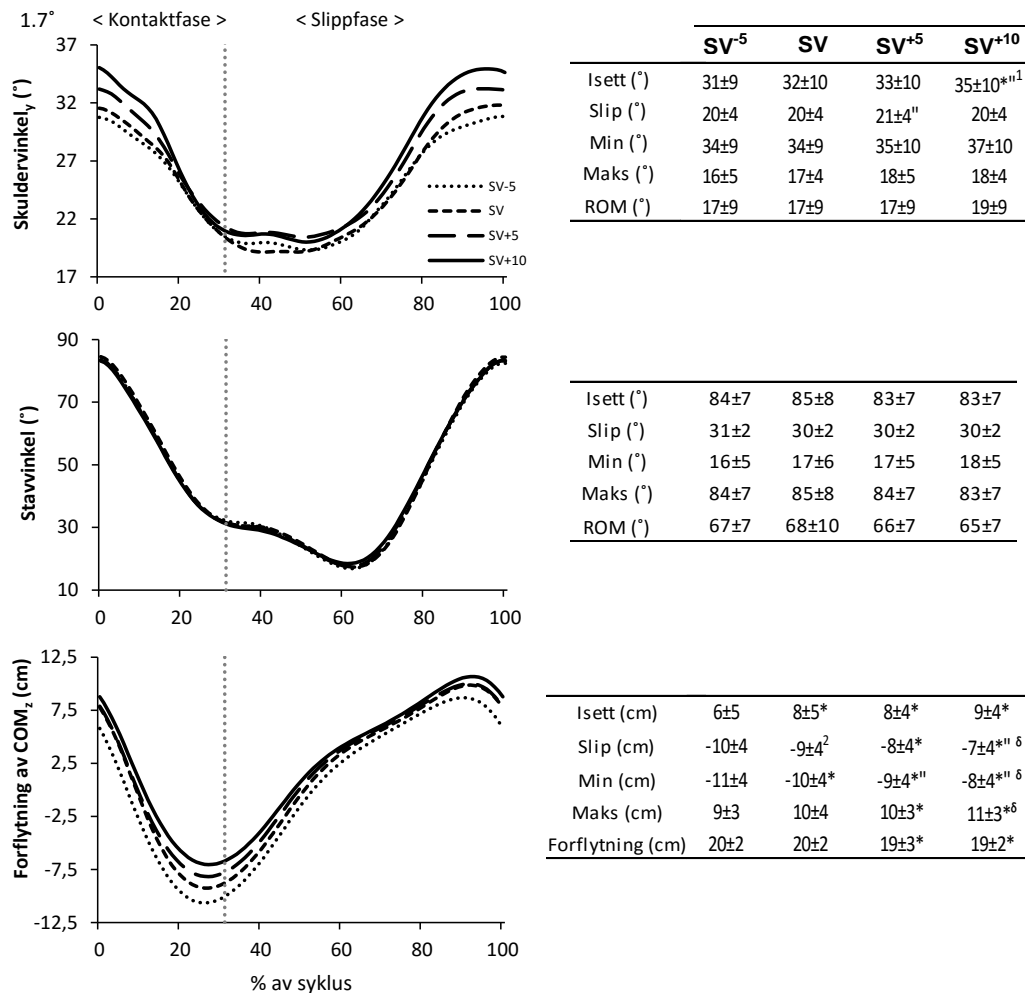
Det ble funnet en signifikant interaksjon mellom stavlengde x den totale forflytningen av COM_z ved både 1.7° og 4.5° ($p < 0,05$). Lengre staver medførte en høyere posisjon av COM_{zmin} og COM_{zmaks} , men forskjellen mellom posisjonen til COM_{zmin} mellom de ulike stavlengdene var større enn for COM_{zmaks} . Lengre staver resulterte i en mindre forflytning av COM_z ved både 1.7° og 4.5° , men det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller mellom de ulike stavlengdene ($p > 0,05$) (Figur 4.7; 4.8).



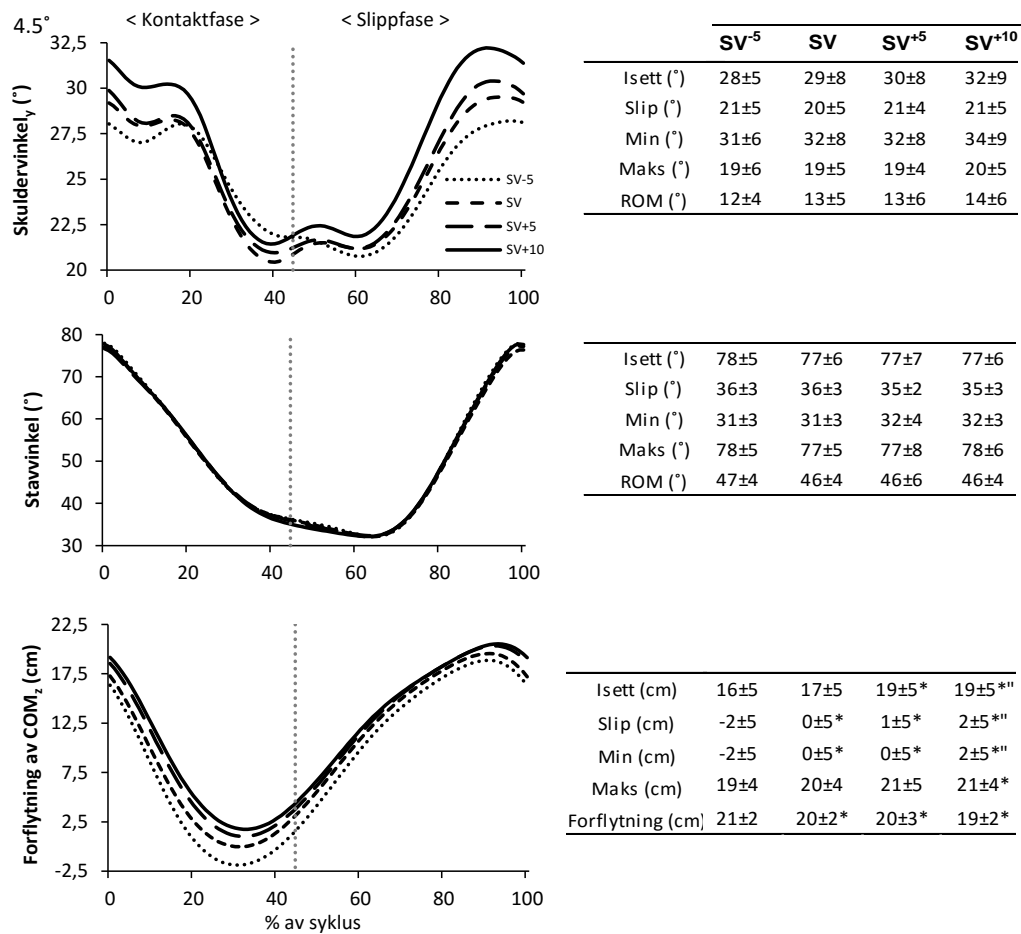
Figur 4.5: Albue-, skulder- (sagittalplanet), hofte-, kne- og ankelvinkelen (°) i løpet av en syklus ved 1.7°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiple linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05. **: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^δ: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ¹: SV⁺⁵ vs. SV p = 0,052.



Figur 4.6: Albue-, skulder- (sagittalplanet), hofte-, kne- og ankelvinkelen (°) i løpet av en syklus ved 4.5°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiple linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁵; p < 0,05 ¹¹: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ⁶: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ¹: SV⁺¹⁰ vs. SV⁵ p = 0,063. ²: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵ p = 0,081. ³: SV vs. SV⁵ p = 0,054.



Figur 4.7: Skuldervinkel (frontalplanet; °), stavvinkel (°) og forflytningen av COM_z (cm) i løpet av en syklus ved 1.7°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiplelinje). Verdier for isett, slipp, min og maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05. ¹: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^δ: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ¹: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵ p = 0,064. ²: SV vs. SV⁻⁵ p = 0,062.



Figur 4.8: Skuldervinkel (frontalplanet; °), stavvinkel (°) og forflytningen av COM_z (cm) i løpet av en syklus ved 4.5°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiplede linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05 °: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. °: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵.

Tabell 4.2: Avstanden fra stavisset og – slipp (cm) fra ankelleddet, samt den totale distansen (cm) hvormed stavene er i kontakt med underlaget for de ulike stavlengdene ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt ± SD.

	1.7°				4.5°			
	SV ⁻⁵	SV	SV ⁺⁵	SV ⁺¹⁰	SV ⁻⁵	SV	SV ⁺⁵	SV ⁺¹⁰
Isett (cm)	52±20	53±20	49±20	45±20**	33±10	28±20	26±20	23±20*
Slipp (cm)	-112±5	-118±10*	-121±0,1*	-124±7*	-90±6	-97±8*	-101±10**	-103±6* ¹
Total distanse (cm)	164±20	172±27	169±20	169±23	123±12	125±13	127±15	127±15

*: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05 °: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ¹: SV⁺¹⁰ vs. SV, p = 0,088.

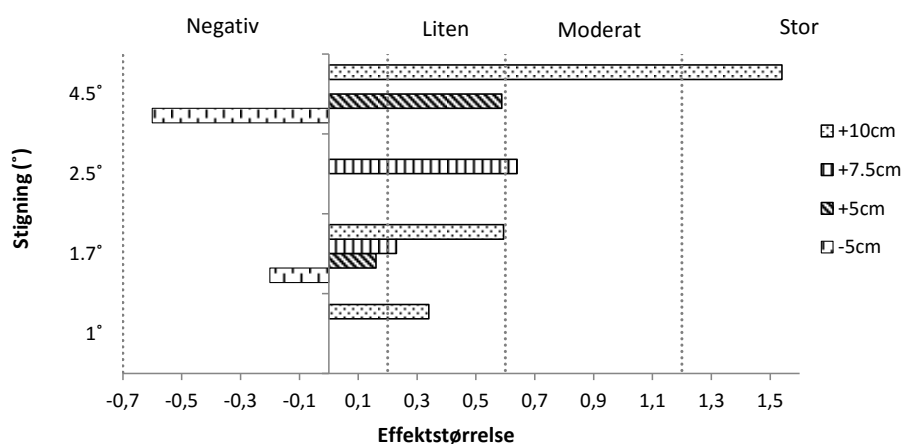
5.0 Diskusjon

Formålet med prosjektet var å undersøke effekten av ulike stavlengder på O₂-kostnad og kinematikk ved staking på rulleskimølle på flate og i motbakke. Hovedfunnene viste at: (I) når stavlengden økte fra SV⁻⁵ til SV⁺¹⁰ ble O₂-kostnaden under staking redusert og motbakke påvirket O₂-kostnaden mellom stavlengder mer enn på flate. (II) Når stavlengden økte fra SV⁻⁵ til SV⁺¹⁰ hadde deltakerne en mer oppreist kroppsstilling med en høyere posisjon av COM_z i løpet av en syklus, samt var den totale forflytningen av COM_z mindre. (III) Syklustid, frekvens, kontakt- og slipptid var ikke forskjellig mellom de ulike stavlengdene for verken flatt eller motbakke.

5.1 Effekten av stavlengde på O₂-kostnad

Funnene i dette prosjektet viste som et av de første at stavlengde har en effekt på O₂-kostnad. Som antatt hadde kortere staver enn SV en negativ effekt og økte O₂-kostnaden, hvor lengre staver hadde en positiv effekt og reduserte O₂-kostnaden og det ble demonstrert et tilnærmet lineært forhold med økende stavlengde. To tidligere studier har sett på effekten av stavlengde på O₂-kostnaden (Hoffman et al., 1994; Losnegard et al., 2016). Hoffman et al. (1994) undersøkte forskjellen mellom klassisk (83,2 ± 1,2% av kroppshøyden) og skøytestaver (89,3 ± 1,5% av kroppshøyden) i staking med hastigheter fra 1,1-2,9 m·s⁻¹ (4-10,5 km·t⁻¹) ved en stigning på 1°. De fant ingen signifikante forskjeller i VO₂ men det var i gjennomsnitt 0,8 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (~2,7%) lavere VO₂ i staking med skøytestaver og ved 2,9 m·s⁻¹ var det 1,9 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (~5%) forskjell mellom stavlengdene (Hoffman et al., 1994). Losnegard et al. (2016) undersøkte forskjellen mellom SV (84 ± 1% av kroppshøyden) og SV^{+7.5} (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°. De fant at lengre staver resulterte i en signifikant lavere O₂-kostnad ved alle hastigheter med en gjennomsnittlig forskjell (±KI) på -2,7 ± 0,7% (p = 0,002) sammenlignet med SV (Losnegard et al., 2016). Resultatene i dette prosjektet samsvarer med funnene til Losnegard et al. (2016) og understreker den positive effekten av lengre staver i staking på rulleski ved stigninger mellom 1.7°- 4.5°. Om dette gjelder ved ski på snø i varierende terreng er ukjent, men den negative og positive effekten av kortere og lengre staver på O₂-kostnaden på rulleski er veldig tydelig og det er sannsynlig at det kan finnes lignende funn av ulike stavlengder på snø.

Sammen med funnene til Hoffmann et al. (1994) og Losnegard et al. (2016) er det klart at stavlengde påvirker O₂-kostnad. I tillegg ser det ut til at kortere og lengre staver ved staking i motbakke gir en større forskjell i O₂-kostnad sammenlignet med på flate. I figur 5.1 ses en fremstilling av funnene fra de to omtalte studiene, upubliserte data fra tidligere testing og fra dette prosjektet. Figuren illustrerer effektstørrelsen til endringen i O₂-kostnaden relatert til SV for fire ulike stigninger og fire ulike stavlengder. Effektstørrelsen til endringen i O₂-kostnaden er klart størst ved SV⁺¹⁰ ved 4.5°, som samsvarer med den største reduksjon i O₂-kostnad på ~4 %. Det er tydelig at den positive effekten av lengre staver reduseres betydelig når stavlengden og/eller stigningen reduseres. For eksempel gikk effektstørrelsen til SV⁺¹⁰ ved 4.5° fra å være stor til moderat og liten når stigningen ble redusert til henholdsvis 1.7° og 1°. Samme tendens ses ved lik stigning og forskjellige stavlengder, ved 1.7° økte effektstørrelsen fra å være negativ til ubetydelig, liten og oppimot en moderat effekt for henholdsvis SV⁻⁵, SV⁺⁵, SV^{+7.5} og SV⁺¹⁰.



Figur 5.1: Effektstørrelsen til endringen i O₂-kostnad i forhold til SV for fire ulike stavlengder (SV⁻⁵, SV⁺⁵, SV^{+7.5} og SV⁺¹⁰) og fire ulike stigninger (1°, 1.7°, 2.5° og 4.5°). Data er hentet fra (1°; SV⁺¹⁰) Hoffmann et al. (1994), (2.5°; SV^{+7.5}) Losnegard et al. (2016), (1.7°; SV^{+7.5}) upublisert data¹, (1.7° og 4.5°; SV⁻⁵, SV⁺⁵ og SV⁺¹⁰) detteprosjektet. ¹) gjennomsnitt fra seks personer, fire gikk på 1.7° og to på 2.1°.

5.2 Effekten av stavlengde på biomekaniske parametre

5.2.1 Leddkinematikk

På tross av at kraftgenereringen bare overføres via stavene, er staking en kompleks bevegelse som involverer både over- og underekstremiteten (Bojsen-Møller et al., 2010; Calbet et al., 2004; Holmberg et al., 2005). Det ble i underekstremiteten funnet et tydelig fleksjons-ekstensjonsmønster i hofte-, kne- og ankelledd som er i samsvar med tidligere funn av Holmberg et al. (2005), Losnegard et al. (2016) og Zoppirolli et al. (2014). Ved staking med ulike stavlengder fulgte bevegelsen i hofte-, kne- og ankelledd samme mønster, men når stavlengden økte fra SV^{-5} til SV^{+10} forekom det en mer oppreist kroppsstilling grunnet en større ekstensjon i hofte, kne og ankel ved både 1.7° og 4.5° . Dette gjorde at det ble arbeidet med en høyere posisjon til COM_z i løpet av hele syklusen, samt ble den totale forflytningen av COM_z mindre med økende stavlengde. En biomekanisk strategi med en mindre total forflytning av COM_z i løpet av en syklus ser ut til å være positiv ut fra funnene til Zoppirolli et al. (2014). I deres studie sammenlignet de staking i to grupper med forskjellig nivå (elite og nasjonalt) og fant at eliteløperne hadde en større ekstensjon i hofte og kne og mindre total forflytning av COM_z , som var forbundet med et lavere mekanisk arbeid og O_2 -kostnad. Videre er resultatene i samsvar med funnene til Losnegard et al. (2016) som også fant en høyere posisjon til COM_z , en mindre forflytning av COM_z og lavere O_2 -kostnad med lengre staver ($SV^{+7.5}$) sammenlignet med SV. Forholdet mellom den totale forflytning av COM_z og O_2 -kostnad er også blitt demonstrert i andre idretter, så som løping (Belli et al., 1995) og svømming (Barbosa, Keskinen, Fernandes, Colaco, Lima, & Vilas-Boas, 2005), hvor en mindre forflytning av COM er relatert til en lavere O_2 -kostnad. Alt i alt tyder det på at staking med lengre staver, som medfører en høyere posisjon til COM_z og en mindre total forflytning av COM_z , er gunstig for å redusere O_2 -kostnaden ved staking, og kan være med å forklare reduksjonen i O_2 -kostnaden som blir demonstrert i dette prosjektet. Imidlertid var det ikke noen markante forskjeller i endringen (differansen) fra de korteste til de lengste stavene til den totale forflytningen av COM_z ved 1.7° og 4.5° og kan dermed ikke forklare at stavlengdene påvirket O_2 -kostnaden mer i motbakke enn på flate.

Det ble i prosjektet funnet et tydelig fleksjon-ekstensjonsmønster i albueene, som også er blitt observert i tidligere studier (Holmberg et al., 2005; Losnegard et al., 2016). Ved

stavisett skjer det en rask fleksjon i albueene skapt av de høye motsatt virkende kreftene fra underlaget. Albueene vil deretter ekstenderes for å bidra til den aktive kraften til fremdriften. Holmberg et al. (2005) har tidligere foreslått at fleksjons-ekstensjonsmønsteret i albueene spiller en viktig rolle for aktiveringen av skulder- og albueleddets ekstensorer under kontaktfasen. Dette kommer av at denne typen bevegelse danner en strekk-forkortningssyklus (SSC) og den raske fleksjonen medfører da en passiv ekstensjon av disse ekstensorene. Dette skaper en preaktivering av musklene som medvirker til en mer effektiv kontraksjon, dannelse av elastisk energi og dermed høyere kraftutvikling (Holmberg et al., 2005; Lindinger et al., 2009). I tillegg vil en større fleksjon i albueleddet ved isett føre til at momentarmen til stavkraften vil bli kortere og dermed tillate en høyere kraft ved samme muskelaktivitet (Holmberg et al., 2005). I dette prosjektet fulgte bevegelsen i albueleddet samme mønster mellom de ulike stavlengdene ved både 1.7° og 4.5° og det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller mellom stavlengdene. Dog var det ved 4.5° en tendens til større fleksjon ved isett med lengre staver og dermed en kortere momentarm til stavkraften, som tidligere er blitt nevnt som gunstig for kraftutvikling og -overførsel. Ingen tidligere studier har undersøkt om muskelaktiviteten, den metabolske kapasiteten og stavkraften endres ved ulike stavlengder og det ble ikke målt i dette prosjektet. Det kan dermed ikke konkluderes med noe fasit om hvorvidt stavlengden påvirker disse variablene, men ut fra tidligere funn omkring aktive muskler i staking (Holmberg et al., 2005; Bojsen-Møller et al., 2010) er det rimelig og anta at stavlengde kan påvirke aktiviteten og arbeidsforholdene i musklene og på den måte øke kraftproduksjonen og/eller redusere O₂-kostnadene ved samme kraftproduksjon. Effekten av stavlengde på disse faktorene kan tenkes å endres over tid ved trening med lengre staver og den akutte effekten vil sannsynligvis være lavere enn etter en periode med trening og er et interessant aspekt som bør undersøkes nærmere.

5.2.2 Plassering og bevegelsen til stavene

Egenskapene til stavene, som stivhet, pendelegenskaper, vekt og lengde, er faktorer som påvirker bevegelsens mekaniske effektivitet (Nilsson, 2008; Stöggl & Karlöf., 2013). I dette prosjektet benyttet alle forsøkspersonene Swix Triac 1 staver og de spesiall-konstruerte piggene var kontrollert for lik vekt og høyde for å minimere forskjeller i stivhet, pendelegenskaper og vekt mellom stavlengdene. Selv om lengden på stavene endret seg med 15 cm fra de korteste til de lengste stavene, ble de satt i underlaget med

en lik vinkel og fulgte samme mønster for de ulike stavlengdene igjennom hele syklusen ved både 1.7° og 4.5°. Imidlertid ble de lengre stavene satt i underlaget tettere på ankelleddet og sluppet fra underlaget lengre bak ankelleddet ved både 1.7° og 4.5°, slik at en større del av kontakttiden flyttes bakover relatert til foten, men da kontakttiden var lik for de ulike stavlengdene var distansen stavene var i møllen den samme. Endringen til plasseringen av stavene kommer sannsynligvis som følge av forandringen i leddkinematikken som skapes når stavlengden økes. Ved en mer oppreist kroppsstilling, men ellers relativt like vinkler i albuer, skuldre og staver, vil stavene automatisk bli satt tettere på ankelleddet. Disse funnene stemmer overens med funnene til Losnegard et al. (2016) som heller ikke fant noen forskjell i bevegelsesmønsteret til stavene mellom stavlengdene, men fant samme tendens til plasseringen ved isett og slipp. En slik endring kan tenkes å være gunstig ut fra reduksjonen i O₂-kostnaden.

5.2.3 Temporale karakteristikk

Hastigheten i staking blir påvirket av sykluslengde og – frekvens. Smith (2000) spekulerte i at «et større treghetsmoment til lange staver vil kunne øke tiden som kreves for å svinge stavene fremover i løpet av slippfasen og dermed direkte redusere frekvensen. I løpet av kontaktfasen vil lengre staver kunne øke kontakttiden og dermed skape en større fremdriftsskapende impuls, samt redusere frekvensen» (Smith, 2000, s. 268). Tidligere studier som har undersøkt effekten av lengre staver på temporale karakteristikk har vist varierende utfall. Nilsson et al. (2003) fant ved et maksimalt stavtak at lengre staver medførte en lengre kontakttid. Losnegard et al. (2016) fant ingen endring i syklustid, men lengre staver resulterte i en lengre relativ kontakttid ved lave hastigheter ($\leq 3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Denne forskjellen ble derimot redusert ved høyere hastigheter og var nesten identisk mellom stavlengdene ved $\geq 4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Hansen & Losnegard (2010) undersøkte effekten av kortere ($SV^{-7.5}$) og lengre ($SV^{+7.5}$) staver i en 80-m maksimal sprint på snø og fant ingen forskjell i sykluslengde (m) eller frekvens. I dette prosjektet ble det ikke funnet noen forskjeller i syklustid, frekvens, kontakt- eller slippetid og stemmer overens med funnene til Hansen & Losnegard (2010) og Losnegard et al. (2016) ved hastigheter $\geq 4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ut fra resultatene til Nilsson et al. (2003) og Losnegard et al. (2016) ved lave hastigheter $\leq 3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ville man anta at stavlengde påvirket kontakttiden, noe som ikke var tilfellet i dette prosjektet. Dette kan muligvis forklares av belastningen som ble benyttet i de ulike studiene. I studien til Losnegard et al. (2016) fant de bare en forskjell i kontakttid ved lave hastigheter ($\leq 3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; 2.5°), hvor høyere

hastigheter ikke viste noen forskjell mellom stavlengdene. Liknende belastning ($3,92 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; 0°) ble benyttet hos Nilsson et al. (2003). I dette prosjektet var den ene belastningen med en hastighet på $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, som var høyere enn de hastighetene hvor Losnegard et al. (2016) hadde funnet forskjeller. Den andre belastningen hadde en hastighet på $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, men hadde i stedet en stigning på 4.5° som var høyere enn i begge de ovennevnte studiene og kan muligvis være en grunn til at kontakttiden ikke påvirkes av de ulike stavlengdene. De temporale karakteristikene kan altså ikke forklare forskjellen i O_2 -kostnaden som oppstår mellom de ulike stavlengdene.

5.3 Mulige mekanismer bak lavere O_2 -kostnad med økende stavlengde

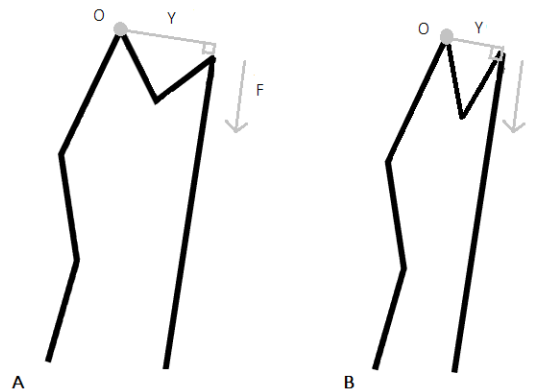
Kortere staver (SV^{-5}) medførte en høyere O_2 -kostnad enn SV. Videre ble O_2 -kostnaden redusert med lengre staver, og her med størst effekt for SV^{+10} . Interessant var at en endring i stavlengde hadde en større effekt for staking i motbakke (4.5°) sammenlignet med på flate (1.7°) ved alle fire stavlengder (figur 4.1; 4.2; 4.3).

En økning i stavlengde fra SV^{-5} til SV^{+10} gjorde at man arbeidet med en høyere posisjon til COM_z både ved 1.7° og 4.5° som kom av en større ekstensjon i hofte, kne og ankel. Mellom 1.7° og 4.5° var det ingen markante forskjeller i endringen (differansen) fra de korteste til lengste stavene for isett, slipp, min, maks og ROM ($^\circ$). Likevel forekom det ved 4.5° en mindre minimums- og maksimums vinkel (større fleksjon) i hofte og kne i løpet av syklusen for alle stavlengdene sammenlignet med 1.7° . Dette førte til at bevegelsen foregikk i et annet vinkelområde, som gjorde at det ble arbeidet i en dypere posisjon og effekten av en økt stavlengde ville dermed være større her enn ved 1.7° . Dette kommer sannsynligvis av at det i staking blir utført et betydelig arbeid av musklene i underekstremiteten (Bojsen-Møller et al., 2010; Holmberg et al., 2005; Rud et al., 2014a, b). Den funksjonelle rollen til denne muskelaktiviteten er først og fremst å stabilisere underekstremiteten og opprettholde overkroppen i en oppreist posisjon. Under kontaktfasen vil muskelaktiviteten motvirke den fremoverrettete fleksjonen av overkroppen og opprettholde kroppens balanse, hvor den i slippfasen vil spille en aktiv rolle i å ekstendere kroppen tilbake til en oppreist posisjon (Bojsen-Møller et al., 2010; Holmberg et al., 2005). Siden overkroppen (hode, nakke, armer og trunkus) er beregnet til å utgjøre ~67% av den totale kroppsmassen hos elite langrennsløpere (Stöggl, Enqvist, Muller, & Holmberg, 2010) må musklene i underekstremiteten utføre et stort arbeid i staking. Dersom man kan arbeide i en mer oppreist posisjon samtidig som man

skaper lik kraft i fartsretningen er det logisk å forvente at O_2 -kostnaden reduseres. Dette kommer blant annet av at den ytre momentarmen fra hofte- og kneledd til tyngde-kraftslinjen blir kortere. Dette medfører at kraftmomentet som skapes om hofte- og kneledd reduseres og de aktive musklene får bedre arbeidsforhold og trenger ikke å skape like høy kraft.

Kraftlinjen mellom de indre og ytre kreftene går igjennom stavene, da all kraftproduksjonen fra løperen overføres igjennom dem. Den vinkelrette avstanden fra omdreiningspunktet til kraftlinjen representerer den ytre momentarmen og lengden på denne avgjør hvor høy kraft som må skapes av de involverte musklene (indre krefter) for å overvinne de ytre kreftene og skape fremdrift. Ved en lengre ytre momentarm må de indre kreftene være større for å overvinne den ytre motstanden og skape bevegelse i omdreiningspunktet (Mansfield & Neumann, 2013). I staking danner skulderleddet omdreiningspunktet for bevegelsen når det skapes krefter igjennom stavene. Det betyr at plasseringen av stavene i forhold til kroppen påvirker lengden til den ytre momentarmen og dermed hvor høy kontraksjonskraft de aktive musklene må skape for å overvinne samme ytre motstand (Figur 5.2). Som nevnt tidligere ble det funnet et tydelig fleksjons-ekstensjonsmønster i albueene ved både 1.7° og 4.5° . Bevegelsen ved 4.5° foregikk imidlertid med mer flekterte albuer, ROM var betydelig lavere og det forekom en mindre fleksjon i skuldrene sammenlignet med 1.7° , noe som stemmer overens med funnene til Stöggl & Holmberg (2016) når stigningen økte fra 1° til 7° . En slik endring førte til at stavene ble satt i underlaget tettere på kroppen og den ytre momentarmen til stavene ble redusert (Figur 5.2, B). Denne endringen kan ha medført at musklene i overkroppen ikke måtte skape en like høy kontraksjonskraft ved 4.5° sammenlignet med 1.7° , noe som reduserer energiforbruket og O_2 -kostnaden. Stavkraften ble ikke målt i dette prosjektet, men i tidligere studier av Nilsson (2007, upulisert) (Nilsson, 2008) ble det undersøkt hvordan ulike albue- og skuldervinkler påvirket den relative isometriske kraftutviklingen. Det ble her funnet at når vinkelen gikk fra 160° til 80° og 100° til 60° for henholdsvis albueene og skuldrene ble den relative isometriske kraftutviklingen større (Nilsson, 2008). På tross av at vinkelen i albue og skulder var mindre i dette prosjektet, $\sim 50^\circ$ og $\sim 42^\circ$ i albue og $\sim 47^\circ$ og $\sim 36^\circ$ i skulder for henholdsvis 1.7° og 4.5° , kan det tyde på at en større fleksjon i albueene og mindre fleksjon i skuldrene er gunstig for en høyere kraftutvikling eller en mindre muskelaktivering for samme kraftutvikling.

Dette kan være en mulig grunn til hvorfor lengre staver gir en lavere O_2 -kostnad i motbakke sammenlignet med på flate.



Figur 5.2: Illustration av den vinkelrette avstanden fra omdreiningspunktet til kraftlinjen ved to ulike leddvinkler i albuen. A) Staking ved 1.7° med en mindre fleksjon i albuen og en lengre ytre momentarm. B) Staking ved 4.5° med en større fleksjon i albuen og en kortere ytre momentarm. O) omdreiningspunktet, Y) ytre momentarm, F) kraftlinjen.

Videre var isett-vinkelen mellom stavene og horisontaltplanet mindre ved 4.5° sammenlignet med 1.7° og de ble plassert tettere på ankelleddet ($\sim 77^\circ$ vs $\sim 84^\circ$; $\sim 27,5$ cm vs ~ 50 cm). Den resulterende kraften fra stavene kan dekomponeres i en vertikal og horisontal kraftkomponent og det er den horisontale kraftkomponenten som skaper fremdriften. For en gitt stavkraft vil den resulterende kraftkomponenten i horisontal retning øke hvis stavene er vinklet mer horisontalt og vil teoretisk sett være en fordel for å skape den største fremdriften. I praksis er det i tillegg til en høy horisontal kraftkomponent viktig at kraften får virke i lang tid, for å skape en høyest mulig horisontal kraftimpuls (Nilsson, 2008; Smith, 2000). Videre kommer det også an på hvor stor kraftutvikling man klarer å skape i den posisjonen og hvor stor den resulterende kraftkomponenten blir til slutt er et samspill mellom både fysiologiske og biomekaniske komponenter. Studier som har sett på stavkraften og plasseringen av stavene under staking (Holmberg et al., 2005; Stöggl et al., 2011) har demonstrert et karakteristisk mønster til stavkraften med en begynnende kraftøkning ved stavissett

(«impact force peak») som ble etterfulgt av en ny kraftøkning fra den aktive stavkraften («active peak pole force»). Dette mønsteret har derimot vist seg å variere mellom løpere med ulikt nivå. Stöggl et al. (2011) fant at langsommere løpere hadde stavene plassert med en mindre vinkel relatert til horisontalen og oppnådde høyest stavkraft ved isett, hvoretter kraften gradvist ble redusert igjennom kontaktfasen. Motsatt hadde raskere løpere stavene plassert med en større vinkel relatert til horisontalen og oppnådde en høyere aktiv stavkraft senere i kontaktfasen. Dette ble forklart av at stavene hadde en mindre vinkel relatert til horisontalen på dette tidspunktet i kontaktfasen og dermed gjorde det mulig å oppnå høyere fremdriftsskapende kraftkomponenter og en høyere hastighet (Smith, 2000; Stöggl et al., 2011). Samme tendens ble sett i et studie av Zoppirolli et al. (2014) som viste at fra starten av kontaktfasen og inntil den maksimale stavkraften ble oppnått, plasserte eliteløperne stavene mer vertikalt (større vinkel relatert til horisontalen) for å overvinne fasen hvor kroppen var i ubalanse grunnet den fremoverlente kroppen og kunne dermed støtte kroppsvekten med stavene. I tillegg oppnådde disse løperne en høyere samlet sum av den totale og vertikale stavkraften som gjorde det mulig å utføre en mer effektiv kontaktfase. I tillegg til nivå kan det tenkes at den ytre belastningen spiller en vesentlig rolle for plasseringen av stavene og størrelsen på kraftkomponentene. De ytre belastningene i de ovennevnte studiene ble gjennomført med hastighet og liten stigning, 1° og $6,25\text{--}8,8\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Stöggl et al., 2011) og 2° og $3,9\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Zoppirolli et al., 2014). Dette tyder på at staking på flater med stor hastighet gjør at stavene blir satt mer vertikalt, noe som også var tilfellet i dette prosjektet ved 1.7° . Da hastigheten ble redusert og stigningen økte ble stavene satt med større vinkel til vertikalen, noe som er nødvendig da den resulterende kraften skal overvinne tyngdekraften som virker på kroppen i motbakke. Stöggl & Holmberg (2016) demonstrerte samme tendens når stigningen gikk fra 1° til 7° . En slik stavvinkel kan sannsynligvis medføre en høyere horisontal kraftkomponent og øke den fremdriftsskapende kraften. I tillegg var kontakttiden lengre ved 4.5° , som gjorde at stavkraften virket over lengre tid. Forskjellen i stavenes plassering, kontakttid og vinkel relatert til horisontalen mellom 1.7° og 4.5° kan sannsynligvis være med på å forklare at effekten av lengre staver var større i motbakke sammenlignet med på flate. En slik endring kan blant annet medføre lavere O_2 -kostnad ved at musklene ikke trenger å skape like høy kraft for å overvinne samme ytre motstand og dermed reduserer energiforbruket og O_2 -kostnaden.

5.4 Lengre staver i praksis - fordeler og ulemper

De tre underteknikkene i klassisk langrenn blir betraktet som et girsystem og ved endringer i hastighet og løypeprofil kan det veksles mellom teknikkene (Nilsson et al., 2004). Valg av den mest hensiktsmessige teknikken kan være viktig for bevegelses-effektiviteten og prestasjonen (Pellegrini et al., 2013). I konkurranse bør stavlengden være optimal for både de ulike teknikkene og/eller terreng og det er viktig å ha kjennskap til effekten av stavlengden på disse parameterne.

Stöggl et al. (2010) fant en sammenheng mellom stavlengde (% av kroppshøyde) og en kort prestasjonstest i diagonalgang og foreslo at lengre staver enn SV kunne være fordelaktig selv i diagonalgang. I dette prosjektet ble det ikke undersøkt hvordan stavlengde eventuelt påvirker diagonalgang og det er ingen tidligere studier som har sett på dette aspektet. I diagonalgang ved høye hastigheter vil bevegelsen av armene bakover reduseres sammenlignet med lavere hastigheter og det vil muligvis kunne hjelpe med lengre staver, slik at kontakttiden forblir konstant. Imidlertid vil veldig lange staver kunne påvirke den fremoverrettete pendelbevegelse til armene negativt ved at stavene kommer i kontakt med underlaget tidligere og dermed forstyrre bevegelsesmønsteret mellom armene og beina (Stöggl et al., 2010). Ved diagonalgang på snø er det viktig å ha lave skuldre når du forflytter armene fremover for å senke COM og dermed hjelpe med å presse skienes festesone ned imot snøen. Dette skaper en høy statisk friksjon og gir en effektiv fremdrift fra beina. Om lange staver påvirker bevegelsesmønsteret i diagonalgang negativ er ukjent og det bør utføres mer forskning på dette område for å kunne avgjøre hvorvidt den positive effekten fra lengre staver i staking også overføres til diagonalgang.

De lengste stavene i dette prosjektet var SV^{+10} og det er ingen tidligere studier som har undersøkt hvordan lengre staver enn dette påvirker prestasjonen, O_2 -kostnad, kinematikk og/eller kinetikk i staking. Det er altså ingen vitenskapelig kunnskap om når stavene blir for lange og påvirker O_2 -kostnaden negativt. Dette kan det kun spekuleres i og det er antageligvis store individuelle forskjeller for når stavene blir så lange at de påvirker prestasjonen negativt. Dette er et område som bør undersøkes for å komme et steg nærmere de mest optimale stavlengdene i staking.

I konkurransene i langrenn gjelder det å komme raskest fra start til mål innen for det gitte regelverket. Det er mange faktorer som påvirker den endelige prestasjonen og de

ytre faktorer som konkurranseforhold, utstyr, geografi og klima spiller en viktig rolle. Kinetiske faktorer som luftmotstand og friksjon påvirker bevegelseeffektiviteten og prestasjonen. På samme måte som det benyttes forskjellige ski på ulikt føre bør stavlengde velges ut fra løypeprofilen. Det er antakeligvis ikke bare én optimal stavlengde, og ut fra funnene i dette prosjektet vil en økning i stavlengde sannsynligvis være gunstig, spesielt i løypetraseer med mye motbakke. For å øke hastigheten i motbakke med en gitt prosentandel krever det en mindre økning i O_2 -kostnad sammenlignet med på flate på grunn av lavere hastighet og luftmotstand i motbakke (Atkinson, Peacock, & Passfield, 2007; Sundström, Carlsson, & Tinnsten, 2013; Svain, 1997). Med tanke på at ~50% av tiden i konkurransene i World Cupen benyttes i motbakke (Andersson et al., 2010; Bolger et al., 2015) vil en forbedring av prestasjonen i denne delen kunne påvirke utfallet av sluttresultatet. Det mangler mye forskning innenfor dette området for å presisere de mest optimale stavlengdene, og det vil sannsynligvis være store individuelle forskjeller. Det må derfor utføres mye testing og trening fra løperen og treneren sin side for å finne de stavlengdene som passer løperen best i et gitt terreng. Umiddelbart vil det ikke være én korrekt stavlengde for mest optimal prestasjon.

Et interessant aspekt i dette prosjektet, samt til studien av Hoffmann et al. (1994) og Losnegard et al. (2016) var at det ikke ble funnet noen forskjell i hjerterefrekvens og RPE for de ulike stavlengdene. Forskjellen i O_2 -kostnad mellom de ulike stavlengdene er liten og selv om O_2 -kostnaden spiller en viktig rolle for prestasjonen, vil en slik forskjell i O_2 -kostnad gi en enda mindre forskjell i reell prestasjon. Dette kan være en mulig grunn til at det ikke ble funnet noen forskjell i hjerterefrekvens og RPE, da forskjellene som blir sett etter er så små. Testing av stavlengde i praksis kan dermed være utfordrende, da det er mange faktorer som reduserer forskjellen i O_2 -kostnaden som måles i laboratoriet. En mulig metode vil kunne være en prestasjonstest, hvor tiden blir registrert over en gitt distanse for å undersøke om det forekommer en endring ved ulike stavlengder. Videre vil hjerterefrekvens og opplevd anstrengelse primært være de to faktorene som opplevelsen av å gå med ulike stavlengder baseres på i praksis. Selv om lengre staver kan være positivt for prestasjonen igjennom en lavere O_2 -kostnad vil den opplevde følelsen og en uendret hjerterefrekvens kunne skape en barriere for å skifte til lengre staver i praksis. Da den tekniske utførelsen endrer seg med ulike stavlengder krever det en vis mengde med tilvenning for å tilpasse seg den nye teknikken. Det kan

tenkes at en tilvenningsperiode med lengre staver vil medføre en redusert hjertefrekvens og opplevd anstrengelse, samt en ytterligere reduksjon i O₂-kostnad. Ut fra praktisk erfaring blant eliteløpere i langløp antydes det at man er avhengig av minst 20-30 timer med en gitt stavlengde før det tekniske begynner å sitte (muntlig meddelelse, privat team, 11. mars, 2016). I dette prosjektet ble det imidlertid vist en akutt effekt på O₂-kostnaden ved en endring i stavlengde ved lave hastigheter. Hvordan denne effekten ville ha vært ved ski på snø og under konkurranse med høyere hastigheter og varigheter opp imot ~6 timer er ukjent, men det kan tenkes at det krever mye tilpasning, både med tanke på teknikk, men også for å unngå nevromuskulær trøtthet underveis.

Det har i de siste årene skjedd en enorm utvikling innen langløp og staking, og både i 2014/2015 og 2015/2016 sesongen ble alle åtte renn (+prolog) i Ski Classics vunnet med staking og blanke ski (www.vismaskiclassics.com, 2016). For utøverne i private team som Team Leaseplan Go, Team Santander, Team United Bakeries og Team Exspirit er staking blitt en viktig del av treningen og time på time blir lagt ned med staking både sommer og vinter. Rent treningsmessig er staking veldig ensformig og for å skape treningsadaptasjon og forebygge overtrening må det forekomme variasjon i treningen (Smith, 2003). Det er begrenset muligheter for å variere belastningen i staketreningen, men intensitet, terreng og rullemotstand (rulleski) blir i dag brukt. Etter at temaet om stavlengde i staking er blitt belyst, er det enda en variabel utøverne kan bruke for å skape variasjon i staketreningen. Ved å variere mer på stavlengden som blir brukt i treningen kan løperne utnytte og variere muskelbruken i overkroppen og det ser ut til at de kan tåle en større mengde staketrening (muntlig meddelelse, privat team, 11.mars, 2016). Det er et interessant aspekt og det gjør det mulig og utvikle enda sterkere langløpsløpere med ekstrem spisskompetanse innen staking. Presis hvordan stavlengde påvirker muskelaktiviteten i overkroppen er ukjent og er et område som bør undersøkes nærmere.

5.5 Begrensninger ved prosjektet

Dette prosjektet ble gjennomført på rulleskimølle og medfører ulike begrensninger ved å overføre resultatene direkte til staking på snø. På mølle foregår bevegelsen rett frem og det er ingen svinger eller variasjon i stigning og hastighet underveis som løperen må tilpasse bevegelsen til. Videre forekommer det ingen luftmotstand inne på mølle som er en faktor som påvirker løperen ute på snø. Luftmotstanden avhenger av lufttettheten, løperens størrelse og form, samt hastighet. Det betyr at ved høyere hastigheter og

teknikker som gjør løperen større vil medføre en høyere luftmotstand og påvirke prestasjonen (Smith G., 2000, s.268; Svensson, 1994, s. 233-247). Et av funnene i dette prosjektet var at lengre staver medførte en mer oppreist kroppsstilling som vil gjøre løperen større og mer utsatt for luftmotstand ute på snø. Om denne endringen i staketeknikken vil medføre større luftmotstand og redusere de positive effekter av lengre staver på snø er ukjent, men er en potensiell faktor. Videre vil løperne under konkurranser ofte posisjonere seg tett bak andre løpere («drafting») i felt og på den måte redusere luftmotstanden. Størrelsen av denne effekten avhenger av hastigheten og hvor tett løperen bak ligger (Smith, 2000, s.254), men ved en hastighet på $5,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ er det funnet en 5,6% reduksjon i hjerterefrekvens ved å ligge tett bak en annen løper (Bilodeau, Roy, & Boulay, 1994). Hvordan drafting påvirker effekten av stavlengde i staking kjennes ikke, men med tanke på at det i dette prosjektet ble funnet en lavere O_2 -kostnad av lengre staver ved submaksimale belastninger vil en lavere arbeidsintensitet ved drafting sannsynligvis ikke påvirke effekten av stavlengde i staking negativt.

Hastighetene og arbeidsintensitetene som ble benyttet i prosjektet (~63-67% av $\text{VO}_{2\text{maks}}$) ble valgt for å oppnå en hensiktsmessig staketeknikk, hvor forsøkspersonene fortsatt jobbet på en submaksimal belastning, slik at de oppnådde en stabilisering av O_2 -opptaket («steady state») etter ~3 min. Arbeidsintensitetene er lavere enn hva som forekommer under konkurranser, hvor intensiteten i motbakkene kan komme opp på ~120-160% og ~100-120% av $\text{VO}_{2\text{peak}}$ i henholdsvis sprint og distanse. Hvilken effekt stavlengde i staking har under slike arbeidsintensiteter er ukjent og ingen tidligere studier har testet effekten av stavlengde under konkurranselignende situasjoner på snø. Et nytt studie av Losnegard et al. (2016) har testet effekten av lengre staver ($\text{SV}^{+7.5}$) under en 1000-m prestasjonstest og fant en forbedret tid som kom av økt hastighet de siste 200 m. De forklarte dette med at lengre staver muligvis medførte mindre nevro-muskulær trøtthet eller en forbedret resistanse mot nevro-muskulær trøtthet. Dette prosjektet ble imidlertid også gjennomført på rullskimølle med en stigning på 2.5° og gir ikke noe direkte svar på effekten av stavlengde under konkurranser på snø, men kan være en indikasjon på at lengre staver i staking kan ha en positiv effekt også ved høyere arbeidsintensiteter.

Videre forekommer det store variasjoner i løypeprofilene under konkurranse, som tvinger løperen til å tilpasse seg mange ulike stigninger og hastigheter underveis og vil dermed kunne påvirke O_2 -kostnaden og teknikken på en annen måte. Det kreves altså

videre forskning innenfor dette område, både på rulleski og snø, samt i konkurranse for å finne de mest optimale stavlengdene for den individuelle skiløperen.

For registrering av markørplasseringene ble det benyttet et tre-dimensjonal videoposisjoneringsystem. Dette er en veldig sensitiv målemetode og potensielle kilder til feilmåling er primært knyttet til plasseringen av markørene, bevegelse av hud og muskler rundt markørene, samt instrumentelle feil (Chiari, Croce, Leardini, & Cappozzo, 2005; Leardini, Chiari, Croce, & Cappozzo, 2005). I dette prosjektet var forsøkspersonene sin egen kontroll og eventuelle feil knyttet til markørplassering vil ikke ha like stor betydning, som hvis sammenligningen foregikk mellom forsøkspersonene.

6.0 Konklusjon

O₂-kostnaden i staking ble redusert i et tilnærmet lineært forløp når stavlengden økte fra SV⁻⁵ til SV⁺¹⁰ ved både 1.7° og 4.5°, men forskjellen i O₂-kostnaden mellom de ulike stavlengdene var større ved 4.5° enn 1.7°. En økt stavlengde førte til en større ekstensjon i hofte-, kne- og ankelledd og dermed en høyere posisjon av COM_z i løpet av en syklus, samt en mindre total forflytning av COM_z ved både 1.7° og 4.5°. Ved 4.5° medførte lengre staver en større fleksjon i albue som reduserte den ytre momentarmen til stavene og kraftlinjen. Det var ingen forskjell i syklustid, frekvens, kontakt- og slipptid mellom de ulike stavlengdene.

Referanser

- Andersson, E., Supej, M., Sandbakk, Ø., Sperlich, B., Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (2010). Analysis of sprint cross-country skiing using a differential global navigation satellite system. *Eur J Appl Physiol*, pp. 585-595.
- Atkinson, G., Peacock, O., & Passfield, L. (2007). Variable versus constant power strategies during cycling time-trials: prediction of time savings using an up-to-date mathematical model. *Journal of Sports Sciences*, 25(9), pp. 1001-1009.
- Barbosa, T., Keskinen, K., Fernandes, R., Colaco, P., Lima, A., & Vilas-Boas, J. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *Eur J Appl Physiol*, 93, pp. 519-523.
- Basset, D. R., & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 32, No. 1, pp. 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*, 70, pp. 510-517.
- Bilodeau, B., Roy, B., & Boulay, M. R. (1994). Effect of drafting on heart rate in cross-country skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 26, No.5, pp. 637-641.
- Bojsen-Møller, J., Losnegard, T., Kemppainen, J., Viliainen, T., Kalliokoski, K. K., & Hallén, J. (2010). Muscle use during double poling evaluated by positron emission tomography. *J.Appl Physiol*, pp. 1895-1903.
- Bolger, C., Kochbach, J., Hegge, A. M., & Sandbakk, Ø. (2015). Speed and heard rate profiles in skate and classical cross-country skiing competitions. *Int J Sports Physiol Perform*, pp. 873-80.
- Bonetti, D., & Hopkins, W. (2010). Variation in performance times of elite flat-water canoeists from race to race. *Int J Sports Physiol Perform*, pp. 210-217.
- Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exercise*, Vol. 14., No.5, pp. 377-381.
- Calbet, J., Holmberg, H., Rosdahl, H., van Hall, G., Jensen-Urstad, M., & Saltin, B. (2005). Why do arms extract less oxygen than legs during exercise? *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, pp. R1448-R1458.
- Calbet, J., Jensen-Urstad, M., van Hall, G., Holmberg, H., Rosdahl, H., & Saltin, B. (2004). Maximal muscular vascular conductances during whole body uptight exercise in humans. *J Physiol*, pp. 319-331.

- Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture* 21, pp. 197-211.
- Danielsen, J., Sandbakk, Ø., Holmberg, H. C., & Ettema, G. (2015). Mechanical energy and propulsion in ergometer double poling by cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 47, No. 12, pp. 2586-2594.
- di Prampero, P. (2003). Factors limiting maximal performance in humans. *Eur J Appl Physiol*, pp. 420-9.
- Foss, Ø., & Hallén, J. (2005). Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber. *Int. J. Sports Med.* 26, , pp. 569-575.
- Gaesser, G. A., & Brooks, G. A. (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J. Appl. Physiol*, pp. 1132-1139.
- Hallén, J. (2002). Hva bestemmer prestasjonen i utholdenhetsaktiviteter? Fysiologisk adaptasjon til utholdenhetstrening. *Oslo, Norges Idrettshøgskole*.
- 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*, pp. 171-178.
- Hoffman, M., & Clifford, P. (1990). Physiological responses to different cross country skiing techniques on level terrain. *Med.Sci. Sports Exerc*, pp. 841-848.
- Hoffman, M., Clifford, P., Foley, P., & Brice, A. G. (1990). Physiological responses to different roller skiing techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 22, No. 3, pp. 391-396.
- Hoffman, M., Clifford, P., Watts, P., Drobish, K., Gibbons, T., Newbury, V., et al. (1994). Physiological comparison of uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole. *Med. Sci. Sports Exerc*, pp. 1284-1289.
- 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.*, pp. 807-18.
- Holmberg, H., 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*, pp. 1853-1860.
- Hopkins, W. (2005). Competitive performance of elite track-and-field athletes: variability and smallest worthwhile enhancements. *Sportscience*, 9, pp. 17-20.
- Ingjer, F. (1991). Maximal oxygen uptake as a predictor of performance ability in women and men elite cross-country skiers. *Scand J Med Sci Sports*, pp. 25-30.

- Joyner, M., & Coyle, E. (2008). Endurance exercise performance: the physiology of champions. *J Physiol* 586.1, pp. 35-44.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Postur* 21, pp. 212-225.
- Lindinger, S., Stöggl, T., Müller, E., & Holmberg, H. (2009). Control of speed during the double poling technique performed by elite cross-country skiers. *Med.Sci. Sports Exerc.*, pp. 210-220.
- Losnegard, T. (2013). *Physiological determinants of performance in modern elite cross-country skiing*. Oslo: PhD Thesis. Norwegian School of Sport Sciences.
- Losnegard, T., Myklebust, H., Skattebo, H., Stadheim, H. K., Sandbakk, Ø., & Hallén, J. (2016). The influence of pole length on performance, O₂-cost and kinematics in double poling. *International journal of sports physiology and performance*, p. [Epub ahead of print].
- Losnegard, T., Schäfer, D., & Hallén, J. (2014). Exercise economy in skiing and running. *Front Physiol*, pp. 1-6.
- Mansfield, P., & Neumann, D. (2013). Basic principles of kinesiology. In P. Mansfield, & D. Neumann, *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant*, 2ed.
- Millet, G., Hoffman, M., Candau, R., & Clifford, P. (1998). Poling forces during roller skiing: effects of grade. *Med Sci Sports Exerc*, Vol. 30, Nr.11, pp. 1637-1644.
- Mittelstadt, S., Hoffman, M., Watts, P., O'Hagen, K., Sulentic, J., Drobish, K., et al. (1995). Lactate response to uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol.27, No.11, pp. 1563-1568.
- Nilsson, J. (2008). *Längdåking i klassisk stil: dubbelstakning*. Gymnastik- och idrottshögskolan, GIH och Laboratoriet för tillämpad idrottsvetenskap (LTIV).
- Nilsson, J., Jakobsen, V., Tveit, P., & Eikrehaugen, O. (2003). Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomechanics* Vol.2, pp. 227-236.
- Nilsson, J., Tinmark, F., Halvorson, K., & Arndt, A. (2013). Kinematic, kinetic and electromyographic adaptation to speed and resistance in double poling cross country skiing. *Eur J Appl Physiol* 113:, pp. 1385-1394.
- Nilsson, J., Tveit, P., & Eikrehaugen, O. (2004). Effects of speed on temporal patterns in classical style and freestyle cross-country skiing. *Sports Biomech*, pp. 85-107.
- Nolte, V. (2009). Shorter oars are more effective. *Journal of Applied Biomechanics*, pp. 1-8.

- Pellegrini, B. (2011). Biomechanical and physiological characterization of cross-country skiing techniques. Analysis of the selection between techniques. *Ph.D. Dissertation, University of Verona, Verona, Italy.*
- Pellegrini, B., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Holmberg, H., Zamparo, P., & Schena, F. (2013). Biomechanical and energetic determinants of technique selection in classical cross-country skiing. *Human Movement Science*, pp. 1415-1429.
- Perrault, H. (2006). Efficiency of movement in health and chronic disease. *Clin Invest Med* 29 (2), pp. 117-121.
- Powers, S. K., Beadle, R. E., & Mangum, M. (1984). Exercise efficiency during arm ergometry: effects of speed and work rate. *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* , pp. 495-499.
- Rud, B., Secher, N., Nilsson, J., Smith, G., & Hallén, J. (2014a). Metabolic and mechanical involvement of arms and legs in simulated double pole skiing. *Scand J Med Sci Sports*, pp. 913-919.
- Rud, B., Secher, N., Nilsson, J., Smith, G., & Hallén, J. (2014b). Metabolic balance between the arms and the legs during simulated skiing. *Scand J Med Sci Sports*, pp. 913-919.
- Saltin, B., & Åstrand, P. (1967). Maximal oxygen uptake in athletes. *J Appl Physiol*, pp. 353-358.
- Sandbakk, Ø., & Holmberg, H.-C. (2014). A Reappraisal of Success Factors for Olympic Cross-Country Skiing. *Internalisnal Journal of Sports Physiology and Performace*, pp. 117-212.
- Sandbakk, Ø., Ettema, G., Leirdal, S., Jakobsen, V., & Holmberg, H. C. (2011). Analysis of a sprint ski race and associated laboratory determinants of world-class performance. *Eur J Appl Physiol*, pp. 947-957.
- 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.*, p. Published ahead of print.
- Sandbakk, Ø., Holmberg, H., 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, pp. 473-481.
- 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), pp. 465-485.
- Sidossis, L., Horowitz, J., & Coyle, E. (1992). Load and velocity of contraction influence gross and delta mechanical efficiency. *Int J Sports Med* 13(5), pp. 407-411.

- Smith, D. J. (2003). A framework of understanding the training process leading to elite performance. *Sports Med*; 33 (15), p. 2003.
- Smith, G. (1992). Biomechanical analysis of cross-country skiing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, pp. 1015-1022.
- Smith, G. (2000). Cross-Country Skiing: Technique, Equipment and Environmental Factors Affecting Performance. In V. M. Zatsiorsky, *Biomechanics in sport : performance enhancement and injury prevention* (pp. 247-270). Blackwell Science Lt.
- Smith, G. A., Fewster, J. B., & Braudt, S. M. (1996). Double poling kinematics and performance in cross-country skiing. *Journal of applied biomechanics*, 12, pp. 88-103.
- Smith, T., & Hopkins, W. (2011). Variability and predictability of finals times of elite rowers. *Med.Sci Sports Exerc*, pp. 2155-60.
- Spencer, M., Losnegard, T., Hallén, J., & Hopkins, W. (2014). Variability and predictability of performance times of elite cross-country skiers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, pp. 5-11.
- Stöggl, T., & Holmberg, H. (2011). Force interaction and 3D pole movement in double poling. *Scand J Med Sci Sports*, pp. 393-404.
- Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (2016). Double-poling biomechanics of elite cross-country skiers: flat versus uphill terrain. *Med Sci Sports Exerc.*, p. [Epub ahead of print].
- Stöggl, T., & Karlöf, L. (2013). Mechanical behaviour of cross-country ski racing poles during double poling. *Sports Biomechanics*, pp. 365-380.
- Stöggl, T., Enqvist, J., Muller, E., & Holmberg, H. (2010). Relationships between body composition, body dimensions, and peak speed in cross-country sprint skiing. *J Sports Sci*; 28, pp. 161-169.
- 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*, pp. 791-803.
- Sundström, D., Carlsson, P., & Tinnsten, M. (2013). On optimization of pacing strategy in road cycling. *Procedia Engineering* 60, pp. 118-123.
- Svain, D. (1997). A model for optimizing cycling performance by varying power on hills and in wind. *Med Sci Sports Exerc*, 8, pp. 1104-8.
- Svensson, E. (1994). *Ski skating with champions: "how to ski with least energy"*. Kap. 11. Library of Congress Publication Data.

Terzis, G., Stattin, B., & Holmberg, H. (2005). Upper body training and the triceps brachii muscle of elite cross country skiers. *Scand J Med.Sci Sports*.

www.vismaskiclassics.com. (2016). Retrieved Mai 29.05.2016, 2016, from <http://www.vismaskiclassics.com>

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*.

Zory, R., Vuillerme, N., Pellegrini, B., Schena, F., & Rouard, A. (2009). Effect of fatigue on double pole kinematics in sprint cross-country skiing. *Human Movement Science* 28, pp. 85-98.

Tabelloversikt

Tabell 3.1: Antropometriske karakteristikk, stavlengde og VO_{2maks} til forsøkspersonene. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. SV: selvvalgt	22
Tabell 3.2: Markørene som er brukt til konstruksjon av de ulike segmentene	25
Tabell 4.1: Hjerterefrekvens, RPE, pustefrekvens, ventilasjon og RER ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *: signifikant forskjell fra SV ⁻⁵ ; p < 0,05 " : signifikant forskjell fra SV; p < 0,05. ^δ : signifikant forskjell fra SV ⁺⁵ , p < 0,05. ¹ : p=0,054	32
Tabell 4.2: Avstanden fra stavisett og – slipp (cm) fra ankelleddet, samt den totale distansen (cm) hvormed stavene er i kontakt med underlaget for de ulike stavlengdene ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt \pm SD. *: signifikant forskjellig fra SV ⁻⁵ ; p < 0,05 " : signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ¹ : SV ⁺¹⁰ vs. SV, p = 0,088	39

Figuroversikt

Figur 2.1: Illustrasjon av staketeknikken i løpet av én syklus (0-100 %). Inndelt i kontakt- og slippfase	17
Figur 3.1: Protokoll for testing av fysiologiske og kinematiske parametre	23
Figur 3.2: Illustrasjon av markørplassering	24
Figur 3.3: Illustrasjon av undersøkte leddvinkler og utstyr. A = albue, 180° angir full ekstensjon, B = skulder, 0° angir nøytral stilling, +° angir fleksjon og -° angir ekstensjon, C = hofte, 180° angir full ekstensjon, D = kne, 180° angir full ekstensjon, E = ankel, 180° angir full plantarfleksjon og F = stav, 0° angir en rett vinkel med mellom stav og mølle. Figur lånt med tillatelse av Losnegard et al. (2016)	27
Figur 4.1: O ₂ -kostnad (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹) for de ulike stavlengdene ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt med SD (negativ retning for 1.7° og positiv retning for 4.5°). *: signifikant forskjell fra SV ⁻⁵ ; p < 0,05 " : signifikant forskjell fra SV; p < 0,05. ¢: signifikant forskjell fra SV ⁺⁵ , p < 0,05	30
Figur 4.2: Forskjellen mellom individuelle endringer i O ₂ -kostnad relatert til SV for de ulike stavlengdene for 1.7° (øverst) 4.5° (nederst). Endringen er i % relatert til SV. Data presenteres som individuelle (sirkel) og gjennomsnitt (sort strek) med 95% konfidensintervall (stiplet strek). ¢: signifikant forskjellig fra SV ⁺¹⁰ (p < 0,05). # signifikant forskjell mellom alle stavlengdene (p < 0,05)	31
Figur 4.3: Forskjellen mellom 1.7° og 4.5° illustrert som endringen i O ₂ -kostnad i forhold til SV for de ulike stavlengdene. Endringen er i %. Data er presentert som gjennomsnitt med 95% konfidensintervall (positiv retning for 1.7° og negativ retning for 4.5°). *: signifikant forskjell mellom 1.7° og 4.5°, p < 0,05	32
Figur 4.4: Syklustid, frekvens, kontakt- og slippetid ved 1.7° og 4.5°. Data er presentert som gjennomsnitt ± SD	33
Figur 4.5: Albue-, skulder- (sagittalplanet), hofte-, kne- og ankelvinkelen (°) i løpet av en syklus ved 1.7°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiplet linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig	

fra SV⁻⁵; p < 0,05 ^a: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^b: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ²: SV⁺⁵ vs. SV p = 0,052 36

Figur 4.6: Albue-, skulder- (sagittalplanet), hofte-, kne- og ankelvinkelen (°) i løpet av en syklus ved 4.5°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiptet linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05 ^a: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^b: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ¹: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵ p = 0,081. ³: SV vs. SV⁻⁵ p = 0,054. ⁴: SV⁺¹⁰ vs. SV⁻⁵ p = 0,063 37

Figur 4.7: Skuldervinkel (frontalplanet; °), stavvinkel (°) og forflytningen av COM_z (cm) i løpet av en syklus ved 1.7°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiptet linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05 ^a: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^b: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ⁵: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵ p = 0,064. ⁶: SV vs. SV⁻⁵ p = 0,062 38

Figur 4.8: Skuldervinkel (frontalplanet; °), stavvinkel (°) og forflytningen av COM_z (cm) i løpet av en syklus ved 4.5°. Syklusen er inndelt i kontakt- og slippfase (delt av horisontal stiptet linje). Verdier for isett, slipp, min, maks og ROM i løpet av en syklus for de ulike stavlengdene (gjennomsnitt ± SD). *: signifikant forskjellig fra SV⁻⁵; p < 0,05 ^a: signifikant forskjellig fra SV; p < 0,5. ^b: signifikant forskjellig fra SV⁺⁵. ⁵: SV⁺¹⁰ vs. SV⁺⁵ p = 0,064. ⁶: SV vs. SV⁻⁵ p = 0,06 39

Figur 5.1: Effekttørrelsen til endringen i O₂-kostnad i forhold til SV for fire ulike stavlengder (SV⁻⁵, SV⁺⁵, SV^{+7.5} og SV⁺¹⁰) og fire ulike stigninger (1°, 1.7°, 2.5° og 4.5°). Data er hentet fra (1°; SV⁺¹⁰) Hoffman et al. (1994), (2.5°; SV^{+7.5}) Losnegard et al. (2016), (1.7°; SV^{+7.5}) upublisert data¹, (1.7° og 4.5°; SV⁻⁵, SV⁺⁵ og SV⁺¹⁰) dette prosjektet.¹) gjennomsnitt fra seks personer, fire gikk på 1.7° og to på 2.1° ... 41

Figur 5.2: Illustration av den vinkelrette avstanden fra omdreiningspunktet til kraftlinjen ved to ulike leddvinkler i albuen. A) Staking ved 1.7° med en mindre fleksjon i albue og en lengre ytre momentarm. B) Staking ved 4.5° med en

større fleksjon i albue og en kortere ytre momentarm. O) omdreiningpunktet,
Y) ytre momentarm, F) kraftlinjen 47

Forkortelser

Forkortelse	Betegnelse
SV	Selvvalgt stavlengde
SV ⁻⁵	Selvvalgt stavlengde minus 5 cm
SV ⁺⁵	Selvvalgt stavlengde pluss 5 cm
SV ^{+7.5}	Selvvalgt stavlengde pluss 7.5 cm
SV ⁺¹⁰	Selvvalgt stavlengde pluss 10 cm
O ₂ -kostnad	Oksygenkostnad
VO ₂	Oksygenopptaket
VO _{2maks}	Det maksimale oksygenopptaket
HF _{maks}	Den maksimale hjerterefrekvens
GE	Gross efficiency
RPE	Opplevd anstrengelse (6-20)
RER	Respiratorisk utvekslingskvotient
COM	Center of mass (kroppsmassemidtpunktet)
COM _z	Den vertikale posisjonen til center of mass
Hz	Sykluser per sekund
ROM	Range of motion (bevegelsesutslaget)
Min	Minimum
Maks	Maksimum

Vedlegg I:

Reliabilitet av ergospirometrisystemet

Reliabiliteten av ergospirometrisystemet ble undersøkt under prosjektperioden ved at en person syklet på standardiserte wattbelastninger på en ergometersykel (Monark Ergonomic 839E; Monark Exercise AB, Vansbo, Sverige) repeterte ganger. Personen syklet på tre belastninger (75, 100, 125W; O₂-krav 1,3-1,6 L·min⁻¹) med varighet på 5 min. O₂-kostnad ble tatt som et gjennomsnitt fra det 3.-5. min. Variasjonskoeffisienten (CV) ble beregnet ut fra 15 steady-state målinger og var på 1,6 %.

Vedlegg II:

Informasjonsskriv



Forespørsel om deltakelse i masterprosjektet:

Effekten av ulike stavlengder på arbeidsøkonomi i staking: flatt versus motbakke

Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt for å undersøke effekten av ulike stavlengder på arbeidsøkonomien i staking på flate og i motbakke. Hvilken effekt stavlengde har på prestasjonen i staking er blitt et omdiskutert tema de siste årene, men det finnes imidlertid få forskningsstudier om denne effekten. Et fåtall studier indikerer at kortere og lengre staver enn selvvalgt (SV) har en negativ og positiv effekt på korte og maksimale stakereprestasjoner (Hansen & Losnegard, 2010; Nilsson, Jakobsen, Tveit, & Eikrehaugen, 2003). Hvordan forholdet mellom O₂-kostnad og stavlengde forløper, samt om det påvirkes av stigning (f.eks. flatt og motbakke) er ukjent. En måte å undersøke dette på er å måle O₂-kostnaden ved ulike stavlengder i staking på flate og i motbakke. Kartlegging av disse endringer kan bidra til å skape en større forståelse for hvilken stavlengde som er mest optimal i staking.

Hva innebærer prosjektet?

Deltakelse i prosjektet krever at du må kunne være tilgjengelig 1 dag for testing i perioden august-oktober 2015, samt 1-2 dager for tilvenning av staking på rulleskimølle hvis du har lite tidligere erfaring. På testdagen skal du gjennomføre 8 submaksimale belastninger med varighet på 5 min og 3 min pause ved staking på mølle.

Oksygenopptaket måles under dragene til beregning av O₂-kostnaden. Hjerterefreknens måles kontinuerlig under dragene og RPE registreres etter dragene. I tillegg blir det tatt

opp video under de submaksimale dragene for analyse av tekniske parametre som sykluslengde, syklusfrekvens og bevegelsen i ulike ledd som er relevante for staking. Dette krever at du vil bli påmontert reflekser på høyre side av kroppen. Rulleski og staver er tilgjengelig under testingen og tilvenningen, men det kreves at det stilles med egne skistøvler. Det er viktig å være klar over at din deltakelse er frivillig og at du når som helst kan trekke deg uten å måtte oppgi noen grunn.

Mulige ulemper og fordeler

Deltakere i prosjektet må være tilgjengelig 1 dag for testing (-2 t) og 1-2 dager (-1 t) for tilvenning, hvis du har lite tidligere erfaring med å gå på rulleskimølle. Det er en vis risiko for fall/skade ved testing på mølle, men testleder vil være tilstede under hele testen. Ved oksygenmålingene benyttes det et munnstykke som kan oppleves noe ubehagelig, samt kan du oppleve å bli tørr i halsen. Dette er ikke skadelig og utstyr desinfiseres mellom bruk.

Deltakere i prosjektet får under testingen målt sin O₂-kostnad ved staking på rulleski på mølle. Det vil også gjennomføres tekniske analyser av din staking med ulike stavlengder. 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 din O₂-kostnad og teknikk i staking på rulleski.

Hva skjer med målingene og informasjonen om deg?

Informasjonen som registreres om deg og resultatene fra testingen skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med prosjektet. Alle opplysningene og prøvene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger og resultater gjennom en navneliste. Dette betyr at denne informasjonen er aidentifisert. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg. Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av prosjektet når disse publiseres.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i prosjektet. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke til å delta i prosjektet. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste

side. Om du nå sier ja til å delta, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det påvirker din øvrige behandling. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte Camilla Høivik Carlsen (mail: camillahc@student.nih.no; tlf. 452 40 788) eller Thomas Losnegard (mail: thomas.losnegard@nih.no; tlf. 997 34 184).

Ytterligere informasjon om prosjektet finnes i kapittel A.

Ytterligere informasjon om personvern, biobank og forsikring finnes i kapittel B.

Samtykkeerklæring følger etter kapittel B.

Med vennlig hilsen

Camilla Høivik Carlsen

Masterstudent, Norges Idrettshøgskole

Kapittel A – utdypende forklaring av hva prosjektet innebærer

Kriterier for deltakelse

Kriteriene for deltakelse i prosjektet er at du er mannlig langrennsløper eller skiskytter på høyt nasjonalt/internasjonalt nivå (Norges/Skandinavisk/World cup: distanse eller sprint, eller langløp: Vasaloppet, Marcialonga, Kônig Ludvigslauf). Du må beherske staking på et høyt teknisk nivå. Alder 18-40 år. Det er ingen begrensninger til trening, da testingen går ut på å finne den akutte effekten.

Undersøkelser og målinger den inkluderte må gjennom

Ved måling av oksygenopptaket benyttes et munnstykke og ventil, som er grundig vasket og desinfisert før bruk. Til analyse av tekniske parametre må du ha påmontert reflekser på høyre side av kroppen, som krever at et liten område av huden der refleksen skal sitte blir barbert og desinfisert.

Tidsplan

Gjennomføring av tilvenningen og testingen strekker seg fra august-oktober 2015 og foregår på Norges idrettshøgskole.

Kapittel B – Personvern, biobank, økonomi og forsikring

Personvern

Opplysninger som registreres om deg vil bli behandlet etter regler som gjelder for anonymitet. De opplysninger som registreres er alder, kjønn, høyde, vekt og dataene fra testingen. Ditt navn vil aldri bli nevnt i forbindelse med resultatene. Det vil heller aldri bli gitt opplysninger om hvem som har deltatt i forsøket.

Rett til innsyn og sletting av opplysninger om deg og sletting av prøver

Hvis du sier ja til å delta i prosjektet, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra prosjektet, kan du kreve å få slettet innsamlede prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner.

Økonomi

Omkostningene på prosjektet støttes gjennom forskningsmidler fra Seksjonen for fysisk prestasjonsevne på Norges idrettshøgskole. 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 undertegnede sin masteroppgave våren 2016. Etter avsluttet prosjekt har du rett til at få tilgang til egne individuelle resultater knyttet testingen og får du ved at kontakte oss.

Samtykke til deltakelse i prosjektet

Jeg er villig til å delta i prosjektet

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Stedfortredende samtykke når berettiget, enten i tillegg til personen selv eller istedenfor

(Signert av nærstående, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om prosjektet

(Signert, rolle i prosjektet, dato)

