



Universitetet
i Stavanger

FAKULTET FOR UTDANNINGSVITENSKAP OG HUMANIORA

MASTEROPPGAVE

Studieprogram: Idrettsvitenskap

Vårsemesteret, 2023

Forfatter: Vasilij Panfilov

Veileder: Håvard Myklebust

Tittel på masteroppgaven: Effekter av å inkludere harness-system i treningen til unge kunstløpere

Engelsk tittel: Effects of Incorporating Harness-System Training for Young Figure Skaters

Emneord: harness-system, biomekanikk, rotasjonshopp, barmark, bevegelsessensorer

Antall ord: 19715

Antall vedlegg/annet: 2

Stavanger, 30.05.2023

Sammendrag

Formål: Utviklingen av nye treningsmetoder innen kunstløp har de siste 20 årene vært rettet mot å forbedre prestasjoner gjennom bedret teknisk hopputførelse, øke antall rotasjoner og mestre flerrotasjonshopp på kortest mulig tid. Ulike typer rotatorsystem har blitt populære i kunstløpsmiljøet, men kontrollerte studier av treningseffekten mangler. Formålet med denne studien er å dokumentere eventuelle kinematiske effekter av å inkludere «Pro-Motion Off Ice Harness System» i trening til unge kunstløpere.

Metode: Et eksperimentelt, randomisert kontrollert studiedesign ble benyttet, der 21 deltakere gjennomførte fire ukers treningsintervensjon med harness-systemet. Deltakerne ble testet før intervensjonstart, etter fire uker og etter åtte uker. Intervensjonen bestod i 10 minutter harness-trening og påfølgende hopp, 3 ganger i uken i 4 uker. Det ble benyttet et cross-over-design, der deltakerne ble tilfeldig delt i en intervensjons- og kontroll-gruppe, før de byttet gruppe etter 4 uker. Testene bestod av: målinger av antropometri og kroppssammensetning, svikhopp med fri armbruk og rotasjonshopp (RH) der de kinematiske variablene antall roterte grader, rotasjonshastighet og hopp høyde ble registrert.

Resultater: Hovedfunnene viste at det ikke var statistisk signifikant effekt på de kinematiske variablene i RH etter fire ukers trening med harness-systemet. En ikke signifikant svak økning i antall roterte grader ($M = 16^\circ$, $p = 0.132$, $n = 21$, $d = 0.34$), i rotasjonshastighet per sekund ($M = 0.1$, $p = 0.145$, $d = 0.33$, $n = 21$) og i hopp høyde ($M = 0.2$, $p = 0.655$, $n = 21$, $d = 0.09$) ble observert etter intervensjonen. Deltakerne fra intervensjonsgruppen i de første fire ukene viste derimot signifikant endring i maksimal rotasjonshastighet ($M = 60.7$, $p = 0.014$, $n = 12$, $d = 0.83$).

Konklusjon: Fire uker med 3x10 minutter harness-trening pr uke var ikke nok for å se signifikante forbedringer for gruppen på 21 deltakerne. Et større utvalg og lengre varighet må trolig til for å bevise en eventuell effekt.

Nøkkelord: biomekanikk, rotasjonshopp, barmark, bevegelsessensorer

Abstract

Purpose: The development of new training methods in figure skating over the past 20 years has aimed at improving performance through enhanced technical jump performance, increasing the number of rotations, and mastering multi-revolution jumps in the shortest possible time. Different types of rotator systems have become popular in the figure skating community, but controlled studies of the training effects are lacking. This study aims to document any kinematic effects of using the "Pro-Motion Off Ice Harness System" in the training of young figure skaters.

Method: An experimental, randomized, controlled study design was used with 21 participants who completed a four-week training intervention with the harness system. The participants were tested before the start of the intervention, after four weeks, and after eight weeks. The intervention consisted of 10 minutes of harness training and subsequent jumping, 3 times a week for 4 weeks. A cross-over design was used, where the participants were randomly divided into an intervention group and a control group, before switching groups after 4 weeks. The tests consisted of measurements of anthropometry and body composition, countermovement jump with free arm use, and rotation jump (RJ). The kinematic variables including number of rotated degrees, rotation speed, and jump height were recorded.

Results: The main findings showed that there was no statistically significant effect on the kinematic variables in RJ after four weeks of training with the harness system. A non-significant slight increase in the number of rotated degrees ($M = 16^\circ$, $p = 0.132$, $n = 21$, $d = 0.34$), in rotation speed per second ($M = 0.1$, $p = 0.145$, $d = 0.33$, $n = 21$) and in jump height ($M = 0.2$, $p = 0.655$, $n = 21$, $d = 0.09$) were observed after the intervention. In contrast, the participants from the intervention group in the first four weeks showed a significant change in maximum rotation speed ($M = 60.7$, $p = 0.014$, $n = 12$, $d = 0.83$).

Conclusion: Four weeks of 3x10 minutes harness training per week was not enough to see significant improvements for the group of 21 participants. A larger sample size and longer duration are probably needed to prove any effect.

Keywords: biomechanics, rotational jump, off-ice, motion sensors

Forord

Denne oppgaven er et lite bidrag til en stor idrett som jeg er veldig glad i, nemlig kunstløp. Å gjennomføre forskning innenfor kunstløp har vært utrolig spennende og lærerikt. Hoppteknikk i kunstløp har alltid vært en lidenskap for meg og gjennom hele arbeidet med forskningsprosjektet har interessen for temaet vokst mer og mer. Jeg er takknemlig for muligheten til å ta masterstudiet ved UiS gjennom ordningen Kompetanse for kvalitet og er glad for at jeg har fått anledning til å skrive oppgave om kunstløp.

Gjennom hele masterstudiet har jeg hatt mange støttende og oppmuntrende mennesker rundt meg. Jeg er veldig takknemlig for alle og enhver. Det hadde vært umulig å gjennomføre årene med masterstudiet helt alene. Det er flere mennesker jeg ønsker å takke for den enorme hjelpen og støtten gjennom hele prosessen.

Jeg vil takke mine aller nærmeste for god støtte, tålmodighet og forståelsen underveis i denne perioden. Takk til mine kjære barn Katja og Sergej som har vært inspirasjon for meg. Dere har gitt meg styrke og motivasjon til å stå på. Deres hjelp og oppmuntring underveis har vært uerstattelig. Jeg er også uendelig takknemlig til den viktigste personen i mitt liv, min kjære kone Anna. Du har vært en enestående støttespiller på veien, uansett hvor vanskelig den har vært. Fra dag en har du stått bak meg og heiet på meg.

En særlig stor takk ønsker jeg å dedikere til min veileder Håvard Myklebust for veiledningen og arbeidet gjennom dette siste året. Du har hjulpet meg på veien til å lykkes med forskningsprosjektet. Du har vist høyeste grad av profesjonalitet, kompetanse, dyktighet og engasjement. Jeg er veldig imponert over din arbeidskapasitet og vil takke deg for timene du har tilbrakt på dagtid, kveldstid og helger i forbindelse med gjennomføring av prosjektet. Tusen takk for all veiledning, konstruktive tilbakemeldinger, faglige innspill og et utrolig godt samarbeid. Dette setter jeg stor pris på. Det er en ære å sette mitt navn ved siden av ditt på forsiden.

Tusen takk til mine gode kollegaer på Øksnevad videregående skole for gode faglige drøftinger, oppmuntringer og støtte. En ekstra takk til Olav Grønning som har hjulpet med korrekturlesing. Jeg takker alle deltakerne og deres foresatte for deres innsats, motivasjon og samarbeid gjennom hele prosjektet og ønsker dere mye lykke til.

Vasilij Panfilov

Stavanger, mai 2023

Innholdsfortegnelse

1. Innledning	7
1.1 Formålet med studien og problemstillinger	8
2. Teori	9
2.1 Kunstløpshopp	9
2.2 Kunstløpshopp i et biomekanisk perspektiv	10
2.2.1 Kinematikk og kinetikk	10
2.2.2 Newtons lover	12
2.3 Biomekanisk tilnærming til rotasjonshopp	13
2.3.1 Vinkelhastighet	14
2.3.2 Maksimal rotasjonshastighet	15
2.3.3 Tiden i luften under et hopp	15
2.4 Forberedelsesfase og relevante biomekaniske lover og prinsipper	16
2.4.1 Pre-sats og relevante biomekaniske lover og prinsipper	16
2.4.2 Sats	19
2.4.3 Sveg og relevante biomekaniske lover og prinsipper	19
2.4.4 Landing og relevante biomekaniske lover og prinsipper	22
2.5 Styrke og koordinasjon	23
2.6 Treningsutstyr i kunstløp	25
2.7 Ferdighetslæring	26
2.7.1 Fitts og Posner tre-steg modellen	27
2.7.2 Bernstein læringsmodell	28
2.8 Oppsummering av teoridelen	29
3. Metode	31
3.1 Studiedesign	31
3.2 Utvalg	32
3.3 Prosedyrer ved datainnsamling	34
3.3.1 Måling av antropometri og kroppssammensetning	34
3.3.2 Svikthopp med fri armbruk (CMJ)	34
3.3.3 Test av rotasjonshopp	35
3.3.4 Testing av rotasjonshastighet i RH	37
3.4 Treningsintervensjon	38
3.5 Treningsutstyret «harness-system»	41
3.6 Etske hensyn	41
3.7 Databehandling og statistikk	41
3.8 Reliabilitet og validitet	44
4. Resultater	46
4.1 Beskrivende data av alle variabler ved pretest (T1)	46
4.2 Forskjeller mellom gruppene ved pretest (T1)	47
4.3 Endringer fra pretest (T1) til posttest (T2)	49
4.4 Endringer etter intervensjonen for alle (n = 21)	56
4.5 Endringer etter intervensjonen (n = 10)	61

4.6 Reliabilitet.....	62
4.7 Variasjonskoeffisientanalyse (CV)	64
4.8 Reliabiliteten og reproduserbarheten for RH målinger	65
5. Diskusjon.....	67
5.1 Endringer i de kinematiske variablene for RH etter fire ukers harness-trening.....	68
5.1.1 Endringer etter intervensjonen for alle deltakerne.....	68
5.1.2 Endringer innad i intervensjonsgruppe Gr1 og mellom gruppene	69
5.1.3 Funn etter fire uker når harness-trening opphørte	70
5.2 Metodiske betraktninger	71
5.2.1 Studiedesign	71
5.2.2 Studieutvalg	71
5.2.3 Treningsintervensjonen	72
5.2.4 Andre faktorer som kan ha påvirket resultatene	74
5.2.5 Etske vurderinger ved bruk av harness-systemet	74
5.2.6 Målemetoder	75
5.3 Reliabilitet og validitet	77
5.4 Praktisk betydning av studien og videre forskning	79
6. Konklusjon	81
Referanser.....	82
Vedlegg 1	86
Vedlegg 2	88

Definisjoner, forkortelser og begrepsavklaringer

CMJ	Countermovement jump. Svikthopp
cm	Centimeter
Gr1	Gruppe 1
Gr2	Gruppe 2
Harness-system	Treningsutstyr
I	Treghetsmoment
IMU	Inertial measurement unit
ISU	International Skating Union
KMI	Kroppsmasseindeks
M	Dreiemoment
ms	Meter per sekund
RCT	Randomisert kontrollert studie
RH	Rotasjonshopp
rot/s	Rotasjonshastighet per sekund
S	Spinn
s	sekund
SSC	Stretch shortening cycle
ω	Rotasjonshastighet/vinkelhastighet

1. Innledning

I konkurranse gjennomfører kunstløpere to program (kortprogram og friløp), hvor de samler poeng for hvert utført element. Kortprogrammet for både junior og senior singel varer maksimalt i 2 minutter og 40 sekunder \pm 10 sekunder, og er sammensatt av syv obligatoriske elementer (hopp, piruetter og trinnsekvenser). Friløpet varer maksimalt 4 minutter \pm 10 sekunder og består av 11 ulike selvvalgte elementer. Elementene i begge program sammenbindes med ulike trinn og utføres til musikk i valgfri rekkefølge. I bedømmelsen belønnes hver tekniske element med en basisverdi. Eksempelvis gir et kvadrupel Axel-hopp (4.5 omdreininger) ved en riktig teknisk utførelse 10,00 poeng til sammenligning med enkel Axel (1.5 omdreininger) som har basisverdi på bare 1.10 poeng (International Skating Union, 2022). Hopp med mange rotasjoner gir de høyeste poengsummene og er åpenbart de mest verdifulle tekniske elementene i kunstløp. Derfor velger utøverne de vanskeligste elementene de behersker, for å samle flest mulig poeng (Norges Skøyetforbund, 2023). Etter innføring av et nytt dommersystem i 2004 (International Skating Union, 2023) har det vært raskt teknisk utvikling i idrettens fire disipliner, særlig i menn og kvinner single kategorier og mye av treningstiden både på is og barmark, brukes nå til å øve på flerrotasjonshopp.

For å øke prestasjonene gjennom å mestre flere antall rotasjoner har det etter de nye reglene kom i 2004 blitt fokusert på å forbedre teknisk hopputførelse. Flere forskere kom på banen for å undersøke hoppteknikkene og bidrog til bedre kunnskap innenfor dette området (King, 2005; Knoll, 2019; Lockwood et al., 2006; Mazurkiewicz & Iwańska, 2015; Rachel et al., 2014). Deres hovedinteresse har vært forskning på hvordan utnyttelse av biomekaniske prinsipper kunne bidra til mer effektiv hopputførelse (Albert & Miller, 1996; King, 2000; King et al., 1994). Forskningsfunn indikerte at økning i antall rotasjoner i svevet krever økning i rotasjonshastighet og at rotasjonshastigheten øker betydelig ved flerrotasjonshopp (King et al., 1994, s. 57-58). Dette kan man oppnå ved økt spinn fra ved pre-sats og reduksjon i treghetsmomentet i svevet (King, 2000, s. 319-321). Desto tettere inntil rotasjonsaksen man plasserer alle kroppsdelene, desto forttere roterer man. Forskerne har også undersøkt hvilken rolle høyden spiller for gjennomføring av hopp med flere rotasjoner. Det ble observert at kunstløperne som mestrer kvadruple hopp (4 rotasjoner), både hopper høyere og har høyere rotasjonshastighet. Dette gjelder ikke kun på isen, men også på barmark (King et al., 2004, s. 120-122; Mazurkiewicz, 2021, s. 4-6).

For å hjelpe utøvere til å mestre doble, triple og kvadruple hopp på kortest mulig tid ble det utviklet nye treningsmetoder og treningsutstyr. Ulike typer rotatorsystem ble fort populære i kunstløpsmiljøet (Bronson Spinners, 2023; Canada West Skating International Ltd., 2021; Elite Skating Company, 2019). Rotatorsystem er ikke noe nytt i kunstløpstreningen, men det ble modernisert slik at det nå er lett å bruke og lett å ta med seg til ulike idrettsfasiliteter både på is og barmark. Produsenter av harness-systemet påstår at deres treningsutstyr kan hjelpe utøvere å lære flerrotasjonshopp raskt og med god sentrering (Canada West Skating International Ltd., 2021). Til tross for at harness-systemet er utbredt og brukes aktivt i kunstløpstreningsmiljøet finner man ikke vitenskapelig informasjon eller bevis på hvilke effekter harness-systemet har på læring av kunstløpshopp.

1.1 Formålet med studien og problemstillinger

Formålet med denne studien er å dokumentere eventuelle kinematiske effekter av å inkludere «Pro-Motion Off Ice Harness System» i treningen til unge kunstløpere.

Studien skal forsøke å besvare følgende problemstillinger:

1. Endres maksimalt antall roterte grader i rotasjonshopp etter fire ukers systematisk harness-trening for unge kunstløpere?
2. Skyldes en eventuell treningseffekt endring i rotasjonshastighet, hopp høyde, eller begge deler?
3. Hva skjer med eventuell treningseffekt etter fire uker når harness-treningen opphører?

2. Teori

I den teoretiske delen av oppgaven blir kunstløpshopp introdusert og grundig gjennomgått med fokus på relevante biomekaniske lover og prinsipper. I tillegg blir teorier om læring av motoriske ferdigheter presentert for å kunne besvare studienes problemstillinger og trekke konklusjoner basert på observasjoner. Til slutt gis en kort oppsummering av det teoretiske perspektivet som danner grunnlaget for denne studien.

2.1 Kunstløpshopp

I kunstløp er hoppene blant de viktigste tekniske elementene for å få høy poengsum i konkurranser. Ifølge VanHeest og Vescovi (2018) er kunstløpshopp komplekse tekniske elementer, der vanskelighetsgraden og poengsummen bedømmes ut fra høyde, lengde og antall rotasjoner (VanHeest & Vescovi, 2018, s. 27).

Det finnes seks ulike hopp i kunstløp: Axel, Salchow, Rittberger (kjent i Norge som slyngehopp), Toe loop, Flip og Lutz. De fleste hoppene har fått navn etter kunstløperne som oppfant og utførte dem for første gang. Alle hoppene utføres med sats og landing på en fot etter en eller flere rotasjoner i luften. Hoppene deles inn i to kategorier avhengig av satsens type: tå-hopp/pigghopp, der satsen gjøres ved hjelp av piggen på skøyten, og skjærhopp, der satsen utføres fra skjæret.

Kunstløpere trener hoppelementene både på isen og på barmark. Barmarkstrening spesifikt rettet mot hopp er en vanlig del av kunstløperes sin treningsprosess, og forskning viser at dette kan ha en positiv effekt på teknikken (Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 88).

Barmarkstrening gir kunstløpere muligheten til å lære hopp i tryggere omgivelser, der man kan fokusere på teknikk uten frykt for hastighet og mangel på balansekontroll som man kan oppleve på isen (Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 88).

Mange studier har undersøkt tekniske elementer i kunstløp på isen (King et al., 2004; King, 2005; Knoll, 2019), men ettersom grunnleggende biomekaniske prinsipper i hoppteknikker gjelder hopp uansett om de utføres på isen eller barmark, kan disse studiene også ha relevans for barmarkstrening (Zatsiorsky et al., 2000, s. 322).

2.2 Kunstløpshopp i et biomekanisk perspektiv

Forståelsen av biomekaniske prinsipper er avgjørende for trenere som underviser i ulike idrettsaktiviteter, inkludert kunstløp. Biomekanisk analyse av bevegelsen er en relevant og nyttig tilnærming i denne oppgaven, fordi det kan gi en dypere forståelse av hopp variablene og dens samspill for å forbedre teknikken (Holand, 2008, s. 12). Ved å analysere hopp variablene, kan man få innsikt i bevegelsesmulighetene og begrensede faktorer som bestemmes av mekaniske prinsipper og lover (Whiting & Rugg, 2006, s. 98).

Ifølge Holand (2008), kan bevegelsesanalyse utføres fra tre ulike perspektiver: *organisk analyse* (anatomiske og nevrofysiologiske aspekter ved bevegelse), *atferdsanalyse* (personlige, sosiale og kulturelle aspekter ved bevegelse) og *mekanisk analyse* (aspekter ved bevegelse hvor mekanikk brukes som analyseredskap) (Holand, 2008, s. 11-12). Siden denne studien fokuserer på hvilke effekter inkludering av harness-systemet har på kinematiske variabler i rotasjonshopp ble bevegelsesanalyse utført fra et mekanisk perspektiv.

2.2.1 Kinematikk og kinetikk

Biomekanisk bevegelsesanalyse kan deles inn i kinematikk og kinetikk. Kinematikken beskriver bevegelsen, mens kinetikken beskriver kreftene som påvirker endringene i bevegelser (McGinnis, 2020, s. 13). Kinematikken inneholder fem primære variabler: tid/timing, kroppsposisjon, forflytning, hastighet og akselerasjon (Whiting & Rugg, 2006, s. 102).

Alle seks av de ulike hopp i kunstløp innebærer rotasjonsbevegelser om lengdeaksen. Hoppene kan deles inn i fem faser: forberedelse, pre-sats, sats, svevet med rotasjon og forflytning, og landing med utgang. Ved å analysere hver fase grundig kan man bruke biomekaniske prinsipper og lover til å forbedre teknisk utførelse av kunstløpshopp.

Tid/timing er en kinematisk variabel som beskriver tidspunktet og varigheten av en bestemt bevegelse eventuelt når ulike bevegelser skjer i forhold til hverandre (Whiting & Rugg, 2006, s. 102). Tid kan være viktig variabel for hopputførelsen. Tiden i svevet kan påvirke antall rotasjoner. Studien som forsket på triple og kvadruple hopp funnet ut at gjennomsnittlig svevetid i kvadruple hopp var kun 0.03 sekunder lengre enn svevetiden i triple hopp, henholdsvis 0.68s og 0.65s (King et al., 2004, s. 119).

Kroppsposisjonen- kroppsdelenes posisjon i forhold til hverandre er en annen kinematisk variabel som spiller en viktig rolle ved vurdering av kroppens mekaniske egenskaper (Whiting & Rugg, 2006, s. 102). Når man ønsker å forbedre kunstløpernes posisjon i luften, retter man oppmerksomheten mot plasseringen av albuer, knær og ankler i forhold til lengdeaksen (Knoll et al., 2016, s. 187-188).

Forflytning defineres som bevegelse fra ett sted til et annet på en rett linje (lineær forflytning) eller ved rotasjon (vinkelendring) (McGinnis, 2020, s. 155; Whiting & Rugg, 2006, s. 102). Alle hopp i kunstløp kan beskrives som progressiv bevegelse med rotasjon, som betyr at antall rotasjoner i hopp øker gradvis fra singel til kvadruple hopp. Kunstløpere som roterer rundt en akse, vil oppleve *vinkelendring* som måles i grader (King et al., 2004, s. 110-119).

Hastighet beskriver hvor raskt kroppen beveger seg og i hvilken retning (Whiting & Rugg, 2006, s. 103). Kunstløperen kombinerer både lineær og vinkelhastighet i ulike faser av hopp. Lineær hastighet måles i meter per sekund, mens vinkelhastighet/rotasjonshastighet måles i grader per sekund, radian per sekund, eller rotasjoner per minutt (King et al., 1994, s. 57; McGinnis, 2020, s. 158). «Begrepene fart og hastighet betyr egentlig det samme, og de brukes om hverandre. I idrettslig sammenheng har det vært vanlig å bruke begrepet fart om gjennomsnittsfart og begrepet hastighet om momentantfart» (Holand, 2008, s. 27).

Ifølge VanHeest og Vescovi (2018), kan farten påvirke hoppet på to måter: gjennom den horisontale og den vertikale komponenten. Disse komponentene kan spille en rolle i utførelsen av hoppet. Satsen i hopp påvirkes av begge fartskomponentene. Mens hopp høyden bestemmes av den vertikale komponenten, påvirkes hopp lengden av både den horisontale og den vertikale komponenten (VanHeest & Vescovi, 2018, s. 19). Eksempelvis: en RH utført på bakken har bare en vertikal fartskomponent, fordi den utføres fra en stillestående posisjon uten kroppsbevegelse i horisontal retning, mens en RH på isen inkluderer både en vertikal og en horisontal fartskomponent.

Akselerasjon beskriver endringer i hastighet over tid. Lineær akselerasjon defineres som endring i hastighet delt på endring i tid, mens vinkelakselerasjon beskriver endring i vinkelhastighet delt på endring i tid (Whiting & Rugg, 2006, s. 102).

Det er viktig å huske at kinematiske analyser kun beskriver romlige og tidsmessige bevegelsesegenskaper og ikke undersøker de underliggende kreftene som er involvert i bevegelsen (Whiting & Rugg, 2006, s. 103). Det er nær sammenheng mellom kinetikk og kinematikk- dette kan illustreres gjennom Newtons lover og akselerasjon som er forklart i avsnittet over. Måling av akselerasjon med akselerometer som ble brukt i denne studien (bevegelsessensor/Delsys) blir et indirekte mål på kreftene som virker og dermed nærmere kinetikk enn kinematikk.

2.2.2 Newtons lover

Bevegelsene i både forberedelses- og pre-sats fasen kan analyseres ved hjelp av Newtons 1. og 2. bevegelseslover henholdsvis *treghetsloven* og *loven om akselerasjon*.

For å forstå rotasjonsbevegelsen og økningen i rotasjonshastighet under hopputførelse i kunstløp, kan vi referere til Newtons 1. lov for roterende objekter. Ifølge denne loven vil spinnets til et objekt forbli konstant med mindre det blir påvirket av et netto eksternt dreiemoment (McGinnis, 2020, s. 188). For eksempel vil endring av hopprotasjonsposisjonen ved å åpne armene (og dermed øke avstanden mellom armene og rotasjonsaksen) føre til en økning i treghetsmomentet og en reduksjon i rotasjonshastigheten. Dette vil i sin tur holde/bevare spinnets uendret. I praktisk sammenheng betyr dette at kunstløpere kan endre treghetsmomentet ved å justere kroppsposisjonen og plasseringen av armene og beina for å redusere eller øke rotasjonshastigheten under hopputførelsen (McGinnis, 2020, s. 188-189).

Newtons 2. lov sier at summen av kreftene som virker på et legeme, er lik produktet av legemets masse og dets akselerasjon, og at akselerasjonen har samme retning som summen av kreftene [...] ($\Sigma F = m \cdot a$) F er symbol for kraft, m er symbol for masse, og a er symbol for akselerasjon (Holand, 2008, s. 16-20).

Formelen gjelder legemer i translatorisk bevegelse (bevegelse uten rotasjon) (Holand, 2008, s. 81). Den andre Newtons lov forklarer hva som skjer hvis et legeme påvirkes av en kraft. Ifølge denne loven vil kraften føre til at legemet akselererer proporsjonalt med størrelsen på kraften (McGinnis, 2020, s. 91). Newton 2. lov er like viktig i både rotasjon og i translasjon. For et roterende objekt, inkludert menneskekroppen, vil spinnets forbli konstant med mindre det påvirkes av et ytre dreiemoment. Hvis summen av de eksterne dreiemomentene som virker på kroppen, ikke er null, vil kroppen rotere raskere og oppleve vinkelakselerasjon

(McGinnis, 2020, s. 192). Derfor trenger kunstløperen en stor nok dreiemoment for å kunne rotere raskere og oppleve en større og raskere endring i spinnnet.

For å forklare hvorfor kunstløperen kan hoppe på isen eller på bakken vil det være relevant å trekke inn Newtons 3. lov. «Newtons 3. lov sier at om en gjenstand virker med en kraft på en annen gjenstand, så virker den andre gjenstanden tilbake på den første med en like stor og motsatt rettet kraft. Kraft = motkraft» (Holand, 2008, s. 22). Kunstløperen presser mot underlaget og underlaget «presser» tilbake. En fortolkning av Newtons 3. lov forklarer også hvordan kunstløpere skaper dreiemoment. Kunstløpere kan produsere dreiemoment ved muskelkraft som fungerer parvis. Det vil si at kreftene kan være like store, men motsatte i retningen. Med andre ord vil de to kreftene resultere et dreiemoment. For hver dreiemoment er det et lik dreiemoment som virker på et annet objekt, men i motsatt retning (McGinnis, 2020, s. 197). Dette er illustrert i Figur 2.2, der utøveren skaper dreiemoment ved at venstre arm bevegelse rettet bak, mens bevegelsen i høyre arm rettet fram i forhold til lengdeakse.

2.3 Biomekanisk tilnærming til rotasjonshopp

Rotasjonshopp der man måler antall roterte grader utført fra en sats fra begge bein på barmark viser likheter med de fleste kunstløpshopp som utføres på isen, spesielt Lutz-hoppet. Disse hoppene inneholder motbevegelse og kan sammenlignes med svikthopp (countermovement jump- CMJ), men med en rotasjon i tillegg (Mazurkiewicz, 2021, s. 3). Riktig timing av leddbevegelser er avgjørende for et vellykket hopp (Whiting & Rugg, 2006, s. 166).

Rotasjonsbevegelser, også kjent som vinkelbevegelser, oppstår når en kropp eller et legeme beveger seg på en sirkulær bane rundt en bestemt sentral linje eller akse som kalles rotasjonsaksen (McGinnis, 2020, s. 51). I de fleste kunstløpsbevegelser oppstår rotasjonsbevegelser i overkroppen, nakken og hodet om en lengdeakse, som er en vertikal, forestilt linje som går gjennom kroppen fra topp til bunn.

Forskningsstudier viser at utførelsen av hopp med maksimalt antall rotasjoner avhenger av flere variabler, inkludert vinkelhastighet ved satsen, maksimal rotasjonshastighet, lavt treghetsmoment og tid i luften (King, 2000, s. 313; King, 2005, s. 746). En forståelse av rotasjonsbevegelser er avgjørende for å forklare hvordan kunstløpere kan øke eller senke rotasjonshastigheten mens de er i luften (McGinnis, 2020, s. 180).

2.3.1 Vinkelhastighet

Vinkelhastighet (ω) i satsen er avhengig av tre biomekaniske prinsipper. Det første prinsippet er bevegelsesmengde som er et produkt av masse og hastighet. Desto større massen til et bevegelig objekt er, desto mer bevegelsesmengde har objektet (McGinnis, 2020, s. 82). Et momentum er en vektor. Det har størrelse og retning. Spinn (S) kvantifiserer vinkelbevegelsen til et objekt og måles i kilogram meter per sekund kgm^2/s . For rigid objekt gjelder formelen $S_a = I_a \cdot \omega_a$, hvor S_a er spinn om akse a ; I_a er treghetsmoment i akse a , og ω_a er vinkelhastighet om akse a (Holand, 2008, s. 84; McGinnis, 2020, s. 187). Spinnet til menneskekroppen er mer komplisert enn lineær bevegelsesmengde, da forskjellige deler av kroppen kan ha ulik fart (Holand, 2008, s. 85). Summen av spinnet til alle kroppsdelene vil gi oss en veldig grov tilnærming til spinnet for hele kroppen (McGinnis, 2020, s. 82-83; 187-188).

Det andre viktige prinsippet er kontroll over treghetsmomentet. Treghetsmomentet (I) måles i $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ og kan defineres matematisk med formel: $I = \sum m_i r_i^2$, hvor I er treghetsmomentet, $\sum m_i$ er summen av massene til alle partiklene eller delene i , og r_i^2 er radiusen (avstanden) fra partikkelen i til rotasjonsaksen. Summen av alle motstandene til alle partiklene til rotasjon er objektets totale treghetsmoment (McGinnis, 2020, s. 181). Vi kan tenke på et objekt (kroppen) som er sammensatt av mange massepartikler. McGinnis (2020) definerer treghetsmoment som et objekts egenskap til å motstå endringer i vinkel eller rotasjonsbevegelse (McGinnis, 2020, s. 181). Det betyr at hver partikkel eller kroppsdel kan gi en viss motstand mot endring i vinkelbevegelse. «Alle masser er trege. De «motsetter seg» endring av sin bevegelse. Jo større masse er, desto vanskeligere er det å endre bevegelsen» (Holand, 2008, s. 22).

Treghetsmoment for roterende objekter påvirkes av objekts masse og fordelingen av massen rundt rotasjonsaksen (McGinnis, 2020, s. 183).

Det tredje viktige prinsippet er dreiemoment som er årsaken til at kunstløpere kan få rotasjon i satsen (Holand, 2008, s. 84). Dreiemomentet oppstår når en kraft (for eksempel muskelkraft) påvirker en gjenstand på en avstand fra rotasjonsaksen. Denne svingeeffekten overføres til kroppen og gir rotasjon. Med andre ord er det dreiemomentet som gir kroppen evnen til å rotere når kraften påvirker den på en bestemt avstand fra rotasjonsaksen (McGinnis, 2020, s. 125). Dreiemoment kan beskrives matematisk ved formelen $M = F \cdot r$, hvor M er dreiemoment; F er kraft og r er momentarmen, som er avstanden fra rotasjonsaksen til kraften som virker. Måleenhet for dreiemoment er newtonmeter Nm (Holand, 2008, s. 84; McGinnis,

2020, s. 126). Ettersom dreiemomentet er avhengig av en kraft og lengden på momentarmen ($M = F \cdot r$), vil en større momentarm kreve mindre kraft for å skape det samme dreiemomentet. Kunstløpere bruker armene og frifotens bevegelser for å produsere det nødvendige dreiemomentet for rotasjon. Dreiemoment vil føre til rotasjon hvis kraften ikke ledes gjennom tyngdepunktet (McGinnis, 2020, s. 126).

Det er viktig å merke seg at menneskets evne til å generere kraft er begrenset, og derfor bruker vi store momentarmer når vi ønsker å skape store dreiemomenter (McGinnis, 2020, s. 124-127). På denne måten kan utøveren bruke mindre kraft til å generere et større dreiemoment, noe som igjen kan føre til større rotasjonseffekt (McGinnis, 2020, s. 127). Ved å svinge armene om lengdeakse kan kunstløperen ha en stor momentarm (r) slik at kraften som kreves for å skape et gitt dreiemoment er liten.

2.3.2 Maksimal rotasjonshastighet

Maksimal rotasjonshastighet, altså hvor fort man kan rotere, er avhengig av dreieimpulsen, også kalt «spinnnet», som igjen er produktet av dreiemomentet (M) og tiden (t). Altså $S = M \cdot t$, der M er dreiemomentet og t er tid. «Produktet av dreiemomentet (M) og den tid (t) som brukes i satsen, kaller vi *dreieimpulsen*» (Holand, 2008, s. 84). Impuls-momentum-forholdet er grunnleggende i teknikkene for mange idretter, inkludert kunstløp. Eksempelvis kan en utøver forlenge varigheten av kraftpåføring for å øke momentendringene i bevegelsen og dermed øke dreieimpulsen (McGinnis, 2020, s. 101-102).

2.3.3 Tiden i luften under et hopp

Tiden i luften under et hopp er direkte avhengig av vertikal hastighet (King, 2005, s. 745). Tidligere forskning (King, 2005) viser at kunstløpere som mestrer kvadrupel hopp, produserer både høy rotasjonshastighet og større vertikal hastighet ved satsen. For å oppnå større vertikal hastighet og dermed lengre tid i luften, er det derfor viktig å øke vertikal kraftproduksjon fra beina under satsen (King et al., 2004, s. 120-122; King, 2000, s. 315; King, 2005, s. 746). Ifølge Mazurkiewicz (2021), gjelder dette ikke bare på isen, men også på fast underlag (Mazurkiewicz, 2021, s. 4-6).

2.4 Forberedelsesfase og relevante biomekaniske lover og prinsipper

Forberedelsesfase er en viktig grunnleggende hoppfase som inkluderer hensiktsmessig kroppsholdning og tilløp. En hensiktsmessig kroppsholdning innebærer å plassere armer og bein nærmere kroppens lengdeakse. Dette gir kunstløperen bedre balanse, stabilitet og mulighet til å stå på en spesifikk del av skøyten. Ved å ha en sentrert og kontrollert kroppsholdning, kan man optimalisere kraftoverføringen (Petkevich, 1989, s. 193;201).

En god kroppsholdning er nødvendig for å utføre hopp både på is og på bakken, ettersom det handler om å plassere tyngdepunktet riktig. Ifølge Newtons prinsipp betraktes tyngdepunktet som et massepunkt som endres når utøveren beveger armer eller bein. «Kroppsmassen vår er fordelt på kropp, hode, armer og bein. Endrer vi på noen av disse kroppsdelenes plassering, vil også tyngdepunktets plassering endre seg tilsvarende» (Holand, 2008, s. 23).

Tilløp er også en viktig fase av et kunstløpshopp, da det bidrar til å skape forutsetninger for best mulig utførelse av hopp. Tilløpet, eller den horisontale farten, vil påvirke både lengde og høyde i hoppet (VanHeest & Vescovi, 2018, s. 19). Eksempelvis, i forberedelsesfasen til en Axel-hopp kan farten være opp mot 5-6 m/s (Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 83).

Den horisontale farten som genereres i forberedelsesfasen overføres delvis til vertikal hastighet og rotasjonsbevegelse (King, 2000, s. 316-317). Farten kan variere i ulike hopp og forhold. Tidligere forskning viser at horisontal hastighet er mye lavere ved hopp på bakken enn på isen, selv om det er mange likheter mellom utførelsen av kunstløpshopp på bakken og på isen. Vertikal hastighet og høyde i hoppet er derimot større på bakken (Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 88). Tidligere forskning indikerer at uten en dynamisk og godt timet pre-sats fase, vil ikke en utøver kunne utnytte den vertikale høyden for å rotere flere omdreininger under utførelsen av et hopp (Mazurkiewicz, 2021, s. 6).

2.4.1 Pre-sats og relevante biomekaniske lover og prinsipper

I pre-satsen tilpasser kunstløpere kroppsposisjon for å produsere mekanisk energi fra overkroppen, hofter, knær og ankler, slik at de kan utføre hopp og bevege seg i ønsket retning med rotasjon. Motbevegelse og aktiv bruk av armer er viktige prinsipper for hoppbevegelser i kunstløpshopp (Petkevich, 1989, s. 193). Motbevegelse karakteriseres med at armer, hofter, knær eller fri fot beveges i motsatt retning av hoppbevegelsen. Motbevegelsen er et eksentrisk

(bremsende) muskellarbeid som fører til stor kraftutvikling ved aktivering av mange motoriske enheter i musklene som samarbeider. Denne mekanismen kalles «stretch shortening cycle - SSC» (McArdle et al., 2015, s. 521). SSC skaper arbeidsvei og muskelen får tid til å utvikle kraft. Kraft (F) defineres som masse (m) ganger akselerasjon (a) eller $F = m \cdot a$. I praksis betyr dette at ved forandringen av kraften (F) vil akselerasjonen (a) endrer seg proporsjonalt (Holand, 2008, s. 15-16). Motbevegelsen kan illustreres med seriebilder fra denne studien (Figur 2.1).

Figur 2. 1

Bilder illustrerer motbevegelse i utførelsen av RH fra begge bein. Utøveren bøyer knærne, mens overkroppen og armene svinger i motsatt retning av hoppprotasjonen



Tiden som utøveren bruker i pre-sats fasen, spiller en avgjørende rolle for kraftproduksjonen i hoppet. Når en ferdighet krever maksimalt kraftutførelse skal kraften anvendes i lengre tid. Etersom maksimal spenning i muskelfibrer utvikler seg ikke umiddelbart, men kort tid etter at den ble stimulert (mellom 0,001 til 0,300 s, avhengig av muskelfibertype), vil tiden på ca. 0,300 sekunder være gunstig for å oppnå stor kraftutvikling (McGinnis, 2020, s. 275-276).

Ifølge Albert og Miller (1996) bruker kunstløpere vanligvis mellom 0,37 - 0,40 sekunder i pre-sats fasen i et 2,5 Axel-hopp. I det øyeblikk kunstløperen forlater isen har han/hun allerede generert mellom 58 - 100 % av sitt totale spinn for svevet (Albert & Miller, 1996, s. 79-80). Mazurkiewicz (2021) skriver i sin studie «*Biomechanics of rotational movement in off-ice figure skating jumps: applications to training*» at det er påvist at tiden i pre-sats fasen ved utføring av RH med maksimalt antall roterte grader varierte mellom 0.19 og 0.33 sekunder (Mazurkiewicz, 2021, s. 5). Det er interessant å observere at tidsintervallene for både maksimal kraftutførelse og maksimalt spinn i dobbelt Axel-hopp og RH ligger nær hverandre.

Armbevegelser ved sats i svikthopp (CMJ) produserer større dreiemoment i hofte og kne som kan føre til økt muskelkraft i beina og til større vertikal hastighet (høyere hopp) (Feltner et al., 1996, s. 46). En nyere studie av Vaverka et al. (2016) har vist at armsvingen i forberedelsesfasen i CMJ forkorter bremsefasen betydelig og forlenger akselerasjonsfasen. I hovedsak kan armsving føre til økning i impulsen under akselerasjonsfasen og til et mer effektivt og kraftig hopp (Vaverka et al., 2016, s. 49).

McGinnis (2020) understreker at dreiemomentsproduksjonen er avhengig av vinkelen på leddet eller leddene. Dreiemomentet blir størst når muskelen trekker i en vinkel på 90 grader i forhold til beinnivået. Eksempelvis kan dette oppnås ved å plassere armene i en spesiell posisjon (McGinnis, 2020, s. 276-277). Dette kan også illustreres med seriebilder fra denne studien (Figur 2.2). I Figur 2.2 illustreres pre-sats fasen med armsving bevegelse, som bidrar til generering av dreiemoment i RH.

Figur 2. 2

Bildene illustrerer pre-sats fasen. Armsving rundt rotasjonsakse i pre-sats viser typisk kunstløphoppbevegelse for å produsere dreiemoment. Venstre arm bevegelsen rettet bak, mens bevegelsen i høyre arm rettet fram i forhold til lengdeakse



2.4.2 Sats

Sats er en viktig og avgjørende del av hoppet og kan defineres som produkt av kraft og tid ($F \cdot t$) (Holand, 2008, s. 72). Det er den siste kontakt med isen eller bakken før svevet utføres. Vellykket sats fører til en høyere hopp høyde, lengre avstand og flere omdreininger i luften.

Bevegelsesbanen for et svev bestemmes i satsen [...] ved hastighetens retning og størrelse. I det øyeblikk en utøver forlater underlaget, har hun ingen mulighet til å endre tyngdepunkts banen. Derimot har utøveren mulighet til å endre rotasjonshastighet i svevet, dersom hun har med seg rotasjon fra satsen (Holand, 2008, s. 83).

Dreiemoment er nødvendig for å utføre hopp med rotasjon og det må genereres under satsen, mens kunstløperen fortsatt har kontakt med isen eller bakken. Dette skyldes at den konsentriske muskelkraften bare fungerer når man har kontakt med underlaget (King, 2000, s. 319). Man må presse mot bakken for å hoppe opp, samt produsere dreiemoment for å rotere i luften. Ifølge Dr. King (2020) er det teoretisk mulig for kunstløpere å skape et dreiemoment ved å bruke tå-pigg i hoppene. Dette kan bidra til generering av spinn på grunn av de separate bakkereaksjonskreftene som virker på hver skøyte (King, 2000, s. 322). Tidligere forskning viser også at ved pre-sats fasen har armbevegelser større påvirkning på dannelsen av spinn enn beinbevegelser ved utføring av trippel Lutz-hopp (King, 2005, s. 750). Dersom Lutz-hopp og RH har en del likheter i utførelsen vil det være logisk å tenke at armbevegelser har også større innflytelse på dannelsen av spinn i RH.

2.4.3 Svev og relevante biomekaniske lover og prinsipper

Det effektive svevet i flerrotasjonshopp kjennetegnes av veldig små treghetsmomenter som oppnås ved å samle alle kroppsdeler tett langs lengdeakse så raskt som mulig under satsen og å holde posisjonen så lenge som mulig før landing (King et al., 2004, s. 119-122; King, 2005, s. 747). Svevet kan være visuelt imponerende på tross av kort varighet, vanligvis mellom 0,5-0,7 sekunder i de fleste kunstløpshopp med ulike antall rotasjoner (King, 2000, s. 319).

Forskning viser at rotasjonshastigheten øker betydelig når antall rotasjoner i svevet økes (King et al., 1994, s. 58). Dette forklares ved hjelp av sammenligning av enkelt (1,5 rotasjon), dobbelt (2,5 rotasjon) og trippelt (3,5 rotasjon) Axel-hopp. Det ble registrert at

rotasjonshastigheten øker fra 2,9 rotasjoner per sekund i enkel Axel til 4,3 rot/s i dobbel Axel og til 4,9-5,4 rot/s i trippel Axel. Rotasjonshastighet for trippel Axel var i gjennomsnitt 70 % raskere enn for enkel Axel. Kunstløpere oppnådde sine roterende posisjoner innen 0,10 sekunder under trippel Axel, mens det tok 0,14 sekunder for enkel Axel (King et al., 1994, s. 56-58). Disse funnene understreker betydningen av å forbedre evnen til å øke rotasjonshastigheten for å kunne utføre flere rotasjoner i kunstløpshopp.

Rotasjon i alle hopp i kunstløp gjennomføres om lengdeaksen, og det er veldig små ulikheter i rotasjonsposisjon når det gjelder ulike kunstløpshopp. Bevegelsesbanen i luften fra en sats til en landing er tilnærmet en parabel. «Karakteristisk for en parabel er at den er symmetrisk i forhold til ei vertikal linje gjennom toppunktet av bevegelsesbanen» (Holand, 2008, s. 61). Rotasjonen om lengdeaksen fører til vinkelforflytning av kroppens posisjon som måles i grader eller radianer (rad). En radian tilsvarer 57,295 grader, mens en omdreining i hopp er 360 grader eller 6,283 radian (McGinnis, 2020, s. 373). I kunstløpverden er det vanlig å kvantifisere hopp etter antall rotasjoner, for eksempel dobbel salchow som tilsvarer 720 grader.

Når man undersøker rotasjonshastighet, er det viktig å være tydelig på om man undersøker gjennomsnittlig eller øyeblikkelig rotasjonshastighet. Hvis man ønsker å måle hvor lang tid det tar for noe å rotere gjennom en viss vinkelforflytning, er gjennomsnittlig rotasjonshastighet det viktigste målet. Hvis man derimot ønsker å måle hvor fort noe roterer på et bestemt øyeblikk, er øyeblikkelig rotasjonshastighet det viktigste parameter (McGinnis, 2020, s. 158-159). For kunstløpere er gjennomsnittlig rotasjonshastighet det viktigste parameter fordi det avgjør om kunstløperen vil fullføre et visst antall rotasjoner i luften før han/hun lander på isen (McGinnis, 2020, s. 159). Samtidig vil maksimal rotasjonshastighet kunne si noe om potensialet for å øke antall rotasjoner.

Forskning påpeker at den optimale rotasjonsposisjonen i luften er den som bidrar til minst mulig treghetsmomentet (Knoll et al., 2016, s. 187). Selv om det er små individuelle forskjeller i rotasjonsposisjonen blant kunstløpere, viser studien at den beste rotasjonsposisjonen kjennetegnes ved at armene og albue er presset tett inntil kroppen og litt foran, samt en litt vridd skuldereposisjon som er rettet mot kroppens rotasjonsretning. Tett posisjon mellom knærne og skøytene vil også bidra til et lite treghetsmoment. Ifølge forskere kan den litt vridde skuldereposisjonen bidra til å redusere den høye vinkelhastigheten og gi en

mer stabil landing på en fot (Knoll et al., 2016, s. 187-190). Rotasjonsposisjon i luften er illustrert i Figur 2.3.

Figur 2. 3

Bilder fra denne studien viser rotasjonsposisjonen ved utførelsen av RH. Rotasjonen foregår om lengdeakse med armene presset tett inntil kroppen. Beina er tett samlet (knærne og ankene sammen). Vi observerer at det er en liten skuldervridning i kroppsposisjonen som blir mer tydelig rett før utøveren skal lande (to siste bilder)



Som tidligere nevnt påvirkes treghetsmomentet for roterende objekter av både objekts masse og fordelingen av massen rundt rotasjonsaksen. Utøverens bevegelser med armene og frifoten kan påvirke massens fordeling og dermed endre treghetsmomentet. Ettersom radiusen øker med kvadratet av avstanden fra massen til aksen, kan til og med små endringer i massens plassering ha stor innvirkning på rotasjonshastigheten. Hvis massens avstand fra rotasjonsaksen dobles, firedobles rotasjonstreggheten (McGinnis, 2020, s. 181).

Reduksjon av treghetsmomentet i luften kan være en utfordring for kunstløpere, da mulighet til å få armene så nær rotasjonsaksen som mulig er fysisk begrenset av størrelsen på torso/overkroppen (Knoll & Hildebrand, 1998, s. 218). Beina kan lettere plasseres nær rotasjonsaksen, spesielt med den typiske kryssbeinposisjonen som kunstløpere har under hopputførelsen (Figur 2.3). For utøvere som mestrer og oppnår en tett rotasjonsposisjon i luften, og dermed reduserer treghetsmomentet maksimalt, er økning av rotasjonshastigheten teoretisk sett kun mulig ved å øke spinnets ved pre-satsen. Kroll og Hildebrand (1998) påpekte at forholdet mellom retningen til spinnets og kroppens lengdeakse bør være samkoordinert og rettet mot hoppretning (Knoll & Hildebrand, 1998, s. 218). Tidligere forskning har undersøkt muligheten for å øke spinnets ved å øke vekten på armene ved hjelp av spesielt utviklede hansker (Ridge et al., 2022, s. 2). Til tross for teoretisk og eksperimentelt bevis, ble det ikke

funnet noen signifikant forbedring i rotasjonshastighet ved å øke spinnet i pre-satsen ved hjelp av ekstra vekt på armene. Derimot fant forskerne at den ekstra vekten på armene førte til at kunstløpere tilpasset seg ved å ikke trekke armene så tett mot kroppen som de vanligvis gjør under hopputførelsen (Ridge et al., 2022, s. 10). Teoretisk sett vil økning i rotasjonshastigheten oppnås ved å ha et stort treghetsmoment i pre-satsfasen av hoppet og så ved å redusere treghetsmomentet både i satsen og i luften. Dette vil kreve styrke i adduktormuskulaturen for å kunne trekke armer og bein inn i en tett roterende kroppsposisjon for å redusere treghetsmomentet raskt (King, 2000, s. 323).

2.4.4 Landing og relevante biomekaniske lover og prinsipper

For å få full uttelling for et hopp i kunstløp, er det viktig å utføre både selve hoppet og landingen av høy kvalitet (Hirosawa et al., 2022, s. 470). Landing er den avsluttende fasen av hoppet som bør gjennomføres med solid elegant kroppsposisjon, god balanse, kontroll og flyt ut fra hoppet. I sin studie «*Landing for success: a biomechanical and perceptual analysis of on-ice in figure skating*» undersøkte og kalibrerte Lockwood et al. (2006) ovennevnte biomekaniske kriteriene mot kriteriene som brukes av kunstløpdommere ved vurdering/bedømming av hopp og landing (Lockwood et al., 2006, s. 234). Tradisjonelt regnes landing som er den mest kritiske delen av et hoppelement i kunstløp, derfor vil biomekanisk analyse bidra til å identifisere og forstå de biomekaniske variablene som kan føre til en vellykket landing. Resultatene fra Lockwood et al. (2006) sin studie viste at det var en sterk sammenheng mellom kriteriene i landingen (Lockwood et al., 2006, s. 232; 238). Dersom hoppelementet mangler landingsposisjon, for eksempel ved landing på to bein eller ved å ta skritt etter landingen «step out», vil det føre til trekk i poeng eller til null poeng. Utøvernes fall vil føre til minus poeng (International Skating Union, 2023). Alle kriteriene for landing bør ses som helhet for å oppfylle både de biomekaniske kravene og kravene fra dommerne.

Landingsfasen starter ved kontakt med underlaget etter ferden i luften (svevet). Ved landingen bør kunstløpere håndtere to utfordringer: rotasjonshastighet og absorbering av landingskrefter (Mazurkiewicz, 2021, s. 6). Rett før landingen har utøveren fremdeles høy rotasjonshastighet som må reduseres for å få en stabil landing. Dette kan oppnås ved å øke treghetsmomentet. Ved å bevege armene og frifoten lengre fra rotasjonsaksen åpner kunstløperen rotasjonsposisjonen og dermed øker treghetsmomentet. Landingsfasen i hopp kan forklares med Newtons tredje bevegelseslov for roterende objekter (McGinnis, 2020, s. 194). Idet

utøverens fot kontakter underlaget, skaper armmuskler og overkroppsmuskler et dreiemoment i motsatt retning av rotasjonen i den avsluttende fasen av hoppet, som bidrar til mer stabil landing og forhindrer fall eller overrotasjon (McGinnis, 2020, s. 196). Dette illustreres i Figur 2.4.

Figur 2. 4

Bilder fra denne studien viser landing etter utførelsen av RH. På bildene kan vi se den første kontakten med bakken, åpning av armene og frifoten, samt kunstløperens bevegelser for å absorbere landingsbelastningen ved å bøye ankel, kne og hofte gjennom to justerende hopp



Samkoordinering mellom eksentrisk muskelarbeid i ankel, kne og hofte er avgjørende for vellykket landing og for absorbering av landingskrefter (Whiting & Rugg, 2006, s. 166). Absorbering av landingskrefter fører til reduksjon av landingsbelastningen og kan forklares med impuls-prinsippet ($impuls = F \cdot t$). Ifølge dette prinsippet kan økningen av landingsvarigheten (tid) føre til reduksjon av den gjennomsnittlige kraften ved tilsvarende impuls (McGinnis, 2020, s. 98-101). Dette skyldes fordelingen av belastninger gjennom flere kroppsledd over en lengre tidsperiode (Figur 2.4). Det er også viktig å nevne at eksentrisk muskelarbeid i landingsfot kan bidra til en stabil kontrollert landing, fordi tyngdepunktet senkes ned og plasseres over foten eller skøyte. Stabiliteten økes når tyngdepunktet senkes (McGinnis, 2020, s. 151).

2.5 Styrke og koordinasjon

Utførelse av ulike hopp, piruetter og trinn i kunstløp krever tekniske ferdigheter og fysiske og koordinative egenskaper. Styrken spiller en viktig rolle for å øke både hopp høyden og rotasjonshastigheten. «Styrke er den maksimale kraften eller det dreiemomentet en muskel eller muskelgruppe kan skape ved en spesifikk eller forutbestemt hastighet og type av muskelaktivering» (Gjerset et al., 2015, s. 369). Podolsky et al. (1990) har funnet en

signifikant sammenheng mellom hopp høyden og styrken i knestrekkerne, innoverførerne i hofteddeet (adduktorene) og skuldrene (Podolsky et al., 1990, s. 400-405). Tidligere forskning (Nash, 1988) har også vist at økt kraft fra både armer og adduktørene i beina er viktig for økning i rotasjonshastighet. Sterke adduktormuskler er avgjørende for å oppnå tett rotasjonsposisjon i hopp og for å motstå sentripetale krefter (Nash, 1988, sitert i (King et al., 1994, s. 59). Studien til Chiang et al. (2014) har funnet positiv sammenheng mellom hopputførelse i kunstløp og styrke i kjernemuskulatur (Chiang et al., 2014, s. 341). Til kontrast viser Brittons et al. (2014) studie at de ikke har funnet noen sammenheng mellom styrken i den rette bukmuskelen, de skrå bukmusklene og antall rotasjoner i hopp, men har funnet derimot sterk sammenheng mellom vertikalt hopp høyde og antall rotasjoner (Britton et al., 2014, s. 1). Selv om styrke er avgjørende for utførelsen av hopp, kan økt styrke føre til økning i muskelmasse, noe som igjen kan begrense evnen til å rotere raskt. Dette skyldes at økning i masse vil øke treghetsmomentet (Jåbekk et al., 2023, s. 140).

Koordinasjonsevnen er utrolig viktig i kunstløp for å kunne utføre ulike tekniske elementer. «Koordinasjon er evnen til å samordne kroppsbevegelser med hverandre og krav fra omgivelsene» (Gjerset et al., 2015, s. 491). Ifølge Whiting og Rugg (2006), handler koordinasjonen om at ulike muskler jobber sammen med riktig timing og intensitet for å produsere eller kontrollere en bevegelse (Whiting & Rugg, 2006, s. 134). Hjernen mottar informasjon om kroppsbevegelsene og posisjoner til de ulike kroppsdelene fra flere systemer: muskel- og skjelettsansene, synet og likevektsorganene i øret. Sansorganene mottar informasjon fra omgivelser og sender dette gjennom det perifere nervesystemet (det sensoriske systemet som formidler informasjon fra sanseceller) videre til sentralnervesystemet (hjernen og ryggmargen) i form av nerveimpulser (Sand et al., 2006, s. 106) «Nerveimpulsene fra de forskjellige sansorganene er like, og sans-opplevelsene er avhengige av hvor i hjernen nerveimpulsene ender» (Sand et al., 2006, s. 149).

I det indre øret finnes det væskefylte likevektsorganene (de tre buegangene og forgård (vestibulum) som er sensitive for tyngdekraften og for rotasjon av hodet. Hårcellene i buegangene er koblet til en geleaktig masse. De lange hårcellene bøyes og stimuleres når gelemassen beveger seg. Ved hoderotasjon følger buegangskanalveggene hodets rotasjon, mens gelemassen har tendens til å bli i ro på grunn av sin treghet. Væsken skyver på gelemassen i ampullene (en utvidelse av buegangene der hårcellene ligger), slik at sansehårene bøyes og dermed stimuleres. De sensoriske nervefibrene gir hjernen informasjon

om hodets stilling i forhold til loddlinjen (Sand et al., 2006, s. 161-166). Ved langvarig rotasjon av hodet og ved stopp på rotasjonen kan man oppleve svimmelhet. Svimmelhet blir mindre etter mye trening på rotasjonsbevegelser på grunn av redusert følsomhet for vedvarende, konstante stimuli som kalles adaptasjon (Sand et al., 2006, s. 149).

Alpini et al., (2009) bekreftet adaptasjon og vestibulær tilvenning til gjentatte rotasjonsstimuleringer hos kunstløpere (Alpini et al., 2009, s. 133). Forskerne mente at funnene fra studien gir grunnlag for vestibulær trening med sikte på å forbedre atletiske prestasjoner.

Det er mange uklare aspekter ved rotasjonsbevegelser i kunstløp. Wang et al. (2015) i sin studie undersøkte innvirkning av rotasjonsbevegelser på utøverens fysiske tilstand. Biomekanisk analyse av en frisk kvinnelig kunstløper på senior nivå viste at det var en sammenheng mellom kraniale rotasjonsakselerasjonskrefter generert under utføring av rotasjonsbevegelser i kunstløp og fysiske funn som sprenge kapillarer, svimmelhet og hodepine hos studienes deltaker (Wang et al., 2015, s. 133). Kunstløputøveren opplevde 0.7 – 0.9 G kraft ved utføring av bakover piruett med fire rotasjoner per sekund. Største G kraft ble registrert ved bøy-piruett utføring (hode har lang avstand fra rotasjonsaksen), der utøveren opplevde -2.2G – 1.8G kraft (Wang et al., 2015, s. 135). G (tyngdens akselerasjon) er kraften som virker på alle objekter på jorden og som gir akselerasjon til alle objekter som faller (Holand, 2008, s. 18). Forskerne påpekte at det er hodets posisjon og ikke hastighet i rotasjonsbevegelsen som er det største problemet (Wang et al., 2015, s. 136).

2.6 Treningsutstyr i kunstløp

Masterstudenten hadde gjennom sin karriere i kunstløp, både som aktiv utøver og trener, erfart bruk av ulike treningsutstyr i trening av hoppelementer både på is og barmark. For å forbedre koordinasjonen, tett posisjonen i svevet og evnen til å rotere flere rotasjoner ved hopputførelse ble ulike utstyr og øvelser inkludert i trening allerede fra midten av 70 tallet, eksempelvis hopp på trampoline, stuping og praktiske øvelser med harness rotatorsystemet og spinner. Rotatorsystem/spinnere og harness-system er godt presentert både med video og beskrivelser (Bronson Spinners, 2023; Canada West Skating International Ltd., 2021; Elite Skating Company, 2019). Selv om bruk av slike hjelpemidler og rotatortreningsutstyr er utbredt i kunstløpstrening over hele verden ble det lite forsket og vitenskapelig dokumentert

(etter masterstudenten kjennskap) om effekter av å inkludere harness-systemet i trening av hopp i kunstløp.

De få studier som forsket på ulike rotatorsystem og harness-system i kunstløp mente at slike systemer har positive effekter på rotasjonsbevegelse. En av studiene som observerte rotasjonsbevegelsen- bakover piruett på bakken ved hjelp av rotator utstyr-spinner, fant ut at når tyngdepunktet til utøveren er på linjen med rotasjonsaksen til spinneren, kan utøveren oppnå den ideelle kroppsposisjonen og kroppsbevegelsen (Mapelli et al., 2013, s. 1097-1103). Sophie Paradi (2019) henviser i sin bok «*Breaking the Ice: Breaking Down the Science of Figure Skating Jump for Effective Training and Injury Prevention*» til Dr. J. Richards sin undersøkelse om bruk av harness-system. Rotasjonshastigheten som utøverne oppnådde på enheten, viste seg å være 200 rpm (rotasjon per minutt) som tilsvarer 3.3 rot/s. Ifølge Richards, må kunstløpere ha rotasjonshastighet på minimum 400 rpm (6.6 rot/s) for å rotere kvadrupel hopp. Dr. J. Richards mener at harness-systemet ikke roterer fort nok, og den eneste måten å øve på å rotere raskere «er å gjøre det»(Paradi, 2019, s. 11).

2.7 Ferdighetslæring

Ifølge VanHeest og Vescovi (2018) er godt utviklede grunnleggende motoriske ferdigheter og fysiske egenskaper viktige forutsetninger for utviklingen av spesifikke ferdigheter i kunstløp (VanHeest & Vescovi, 2018, s. 48). Med grunnleggende motoriske ferdigheter menes ferdigheter som er nødvendige for å utvikle en funksjonell handling, eksempelvis kryping, gåing, løping, kasting og balansering. Begrepet motoriske ferdigheter reflekterer en handlingskategori som har intensjon til å realisere/oppnå et mål; eksempelvis å kunne øve og mestre et spesifikk element i turn eller kunstløp (Newell, 2020, s. 285;297). «Ferdighet (eller dyktighet) blir i idrettssammenheng ofte brukt i betydningen av teknikk og om prestasjonen en utøver oppnår. Vi kan si at ferdigheten viser seg i evnen til å løse en bevegelses-oppgave» (Gjerset et al., 2015, s. 88).

Magill og Anderson (2021) definerer motoriske ferdigheter i en aktivitet eller en oppgave som ferdigheter der det kreves frivillig kontroll over bevegelser i flere kroppsdelar for å oppnå et mål. Ifølge Magill og Anderson (2021) oppstår de atferdsmessige og/eller nevrologiske endringene når en person lærer en motorisk ferdighet (Magill & Anderson, 2021, s. 3-4). En godt utviklet ferdighet kan defineres som evnen til å oppnå et ønsket sluttresultat med maksimal presisjon og minimum tid og energi (Schmidt & Lee, 2020, s. 63).

Ferdighetslæring er definert som et sett med prosesser knyttet til praksis (Schmidt & Lee, 2020, s. 398). Det betyr at ferdighetslæring vil kreve målrettet øving og resultatene er ofte avhengige av mange faktorer. Eksempelvis kan læring av rotasjonsbevegelse med harness-system påvirkes av hvordan, hvor ofte og hvor lenge den øves på, samt hvilke tilbakemeldinger utøveren får. Ikke minst vil utviklingen av utøverens viktige egenskaper som koordinasjon, rytme, hastighet og styrke spille en viktig rolle.

To ulike tilnærminger til ferdighetslæring ble valgt for å tolke læring av tekniske ferdigheter: Fitts og Posner læringsperspektiv og Bernsteins perspektiv (Magill & Anderson, 2021, s. 280; Schmidt & Lee, 2020, s. 417).

2.7.1 Fitts og Posner tre-steg modellen

For å beskrive læring av motoriske ferdigheter nevner Magill og Anderson (2021) Fitts/Posner modellen (Magill & Anderson, 2021, s. 280). Denne modellen kan gi en forståelse av hvordan mennesker lærer å utføre bevegelser med høy hastighet og presisjon, hvordan bevegelsen kan bli automatisert gjennom øvelser og repetisjon, samt hvordan hastighet og presisjon kan forbedres over tid.

Modellen beskriver en tre-steps læringsprosess som inkluderer:

1. Den kognitive fasen. I denne fasen skaffer en utøver seg en bevisst oppfatning om bevegelsen og hvordan den skal utføres. Gjennom aktiv deltakelse må personen konsentrere seg om å gjøre bevegelsen riktig. Læring av ferdigheten krever at utøveren engasjerer seg i kognitiv aktivitet idet han/hun mottar instruksjoner og tilbakemeldinger fra trener. Denne fasen er som regel svært varierende og preget av mange feil. Fasen er spesielt krevende for nybegynnere, fordi de ikke vet hva de trenger å gjøre for å forbedre seg, selv om de innforstått med at de gjør noe galt (Magill & Anderson, 2021, s. 280).
2. Den assosiative fasen. Overgangen til denne fasen skjer vanligvis etter en mengde trening. På dette stadiet forsøker utøveren å sammenkoble, assosiere signaler fra omgivelser med bevegelser som kreves for å oppnå målet. Utøveren gjør færre feil da han/hun har tilegnet seg de grunnleggende tekniske ferdighetene. I denne fasen begynner utøverens bevegelser å bli mer presise og kan utføres med fartsøkning, selv om det fortsatt er rom til forbedring. Utøveren identifiserer noen av sine egne feil og fokuserer på mestring av en teknisk ferdighet, samt viser utøveren mer stabilitet fra ett forsøk til neste. (Magill & Anderson, 2021, s. 280-281).

3. Den autonome fasen. Det kan ta mange år med trening for å komme til denne fasen. Under dette stadiet kan utøverne oppdage mange av sine egne feil og gjøre de riktige justeringene for å rette dem. Bevegelsen blir fullt utlært, fullstendig automatisert og kan utføres med høy hastighet og presisjon uten å kreve bevisst oppmerksomhet. Etter at utøveren har mestret og automatisert en ferdighet kan utøveren gjør andre oppgaver samtidig (Magill & Anderson, 2021, s. 281). Mestring og automatisering av spesifikke ferdigheter innen kunsthopp tillater utøveren å kombinere tekniske elementer med presentasjon og koreografi.

Fitts og Posner påpekte at ikke alle utøvere kan oppnå den autonome fasen. Kvaliteten på opplæring og øving samt mengden av praksis er viktige faktorer for å oppnå den autonome fasen (Magill & Anderson, 2021, s. 281).

2.7.2 Bernstein læringsmodell

Ifølge Schmidt og Lee (2020) kombinerer Bernstein-modellen både motorisk kontroll og biomekaniske prinsipper ved å identifisere læringsstadier (Schmidt & Lee, 2020, s. 419). Et viktig konsept i Bernstein-modellen er frihetsgrader. Med frihetsgrader menes mulige tilgjengelige kroppsbevegelser. Etter Bernstein syn refererer enkel grad av frihet kun til en spesifikk måte der ulike muskler og ledd står fritt til å bevege seg på (Schmidt & Lee, 2020, s. 419). Flere involverte muskler og ledd i en bevegelsesutføring kan gi flere frihetsgrader, men det gjør det mer krevende for nervesystemet å kontrollere og koordinere disse. Ved begrensning av frihetsgrader kan utøveren få bedre kontroll på enkle bevegelser, fordi det kreves mindre bevisst kontroll, noe som gjør at oppmerksomheten kan disponeres til de få frihetsgradene. Fordelen med frigjøring av frihetsgrader kan være en mulighet til å utføre bevegelser med mer kraft eller hastighet (Schmidt & Lee, 2020, s. 420).

Schmidt og Lee (2020) forklarer Bernsteins modell som tre-steps modell der den første fasen kalles reduksjon av frihetsgrader, den andre er frigjøring av frihetsgrader og den tredje er utnyttelse av passiv dynamikk «Exploit Passive Dynamics» (Schmidt & Lee, 2020, s. 419-420). Forfatterne mener at det å utnytte passiv dynamikk betyr at utøveren har lært å benytte tyngdekraft eller musklens egenskaper slik at bevegelser gjennomføres presist og med minimum energiforbruk (Schmidt & Lee, 2020, s. 420). Med reduksjon eller «frysing» av overflødige bevegelser menes det at reduksjon av frihetsgrader kan hjelpe utøveren å frigjøre oppmerksomhet, som kan rettes mot de få frihetsgradene i bevegelsen (fase en i Bernsteins modell). Dette kan gi utøveren bedre kontroll over bevegelsen. Jåbekk et al., (2023) skriver

«Det å fryse frihetsgrader og minske kompleksiteten i komplekse øvelser, er en hensiktsmessig måte å møte nye øvelser på» (Jåbekk et al., 2023, s. 29).

En utøver som mestrer bevegelser med få frihetsgrader, kan ha bedre forutsetning til å involvere flere muskler og ledd samt øke antall frihetsgrader i en bevegelse (fase to i Bernsteins modell). Bernstein mente at økning i frihetsgrader kan føre til økning i bevegelseshurtighet og kraftproduksjon. Den siste fasen (fase tre) av Bernsteins læringsmodell kjennetegnes med at bevegelsen utføres med høy teknisk kvalitet og med minimum forbruk av energi. (Schmidt & Lee, 2020, s. 420).

Både Fitts og Posner modell og Bernsteins modell er modeller som forsøker å forklare en del av observasjonene ved ferdighetslæring. Det er vanskelig å finne modell eller teori som kan forklare ferdighetslæring i sin helhet. Schmidt og Lee (2020) mener at progresjonen fra en fase til en annen er flytende og fasene beskriver kun generelle tendenser i ferdighetslæringsprosessen (Schmidt & Lee, 2020, s. 420).

2.8 Oppsummering av teoridelen

For å forstå, analysere, tolke og korrigere teknisk krevende rotasjonshopp i kunstløp er det viktig å basere seg på biomekaniske lover og prinsipper. Disse kan bidra til å forbedre den tekniske utførelsen av kunstløpshopp og dens prestasjon. Når det gjelder rotasjonshopp med to eller flere omdreininger, kreves det økning i rotasjonshastighet. I pre-satsfasen bør kunstløperen øke spinnets, ha vellkoordinert motbevegelse, generere et stort dreiemoment og et stort treghetsmoment. Armsvingbevegelsen i overkroppen bidrar til dreiemomentsproduksjonen og til bedre koordinering av satsbevegelsen som i sin tur påvirker hoppøyden. Både i satsen og i luften bør treghetsmomentet reduseres raskt. Dette vil kreve både koordinasjon og styrke i adduktormuskulaturen for å kunne trekke armer og bein inn i en tett roterende kroppsposisjon.

Fitts og Posner læringsmodellen legger vekt på kognitive informasjonsbehandlingsaspektene ved ferdighetslæring. Varigheten i hver fase avhenger av ferdighetene som læres, øvingsforholdene og personens egenskaper. Bernsteins læringsmodell beskriver læringsfaser der nervesystemet spiller en viktig rolle ved organisering og kontrollering av bevegelser.

Utføring av bevegelsene med få frihetsgrader kan være mindre krevende og kan bidra til videre læring av bevegelser med flere frihetsgrader.

3. Metode

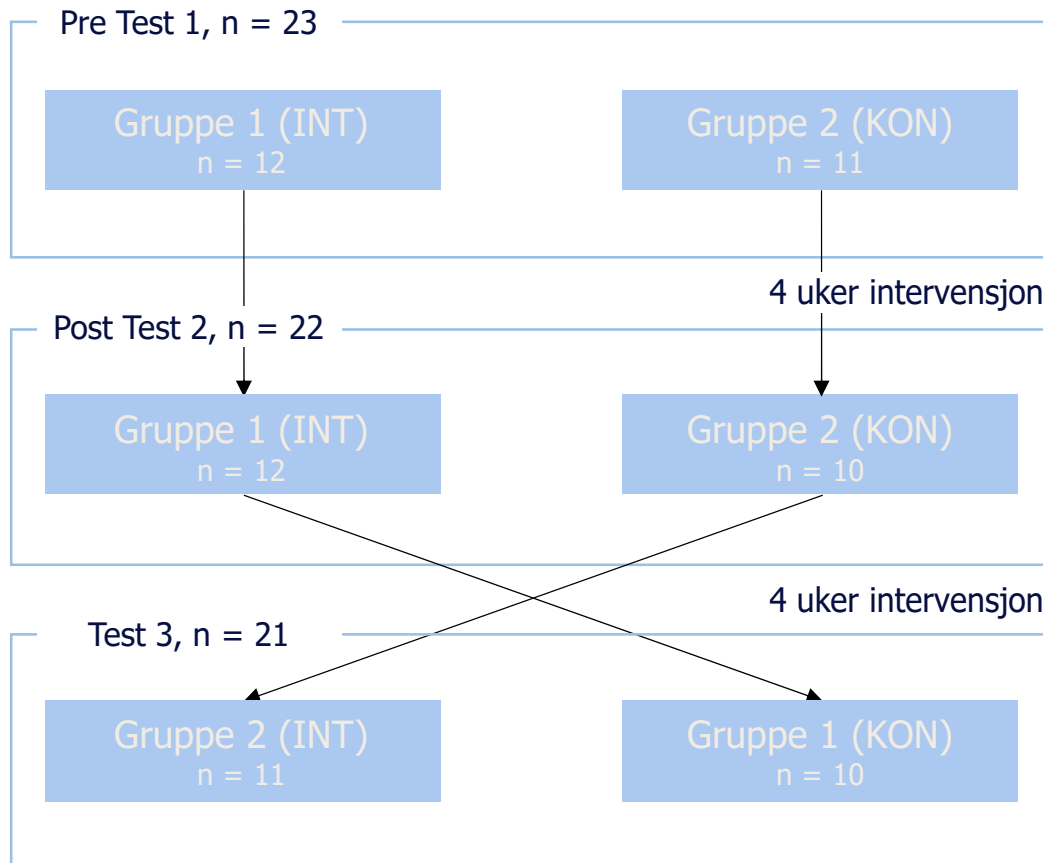
I dette kapitlet presenteres studiedesignet, utvalget, prosedyrer for treningsintervensjonen og datainnsamlingen med de ulike testene som ble gjennomført for å studere effekter av å inkludere harness-system i treningen til unge kunstløpere.

3.1 Studiedesign

Fordi denne studiens mål var å vurdere effekten av et tiltak, ble eksperimentell, randomisert kontrollert studie (RCT) benyttet. Eksperimentelt design med to tilfeldig fordelte grupper ble valgt fordi eksperimentell forskning setter forskere i den sterkeste posisjonen for å trekke årsak-virkning slutninger fra dataene (Weir & Vincent, 2021, s. 7). Begge gruppene ble testet før intervensjonstart (T1), etter fire uker (T2) og etter åtte uker (T3). Gruppe 2 var kontroll de første 4 ukene og gruppe 1 var kontroll de siste fire ukene. Et slikt cross-over-design, der gruppene byttet på å være henholdsvis intervensjon og kontrollgruppe, gjorde at alle utøverne fikk mulighet til å gjennomføre intervensjonen, ettersom antallet deltakere i intervensjonsgruppen til enhver tid var håndterbart for testleder (masterstudent). Oppsettet ivaretok også behovet for en kontrollgruppe (fra T1 til T2) og gjorde at man kunne se hvorvidt eventuell treningseffekt vedvarte når intervensjonen opphørte (Figur 3.1).

Figur 3. 1

Skjematisk fremstilling av studiedesignet



3.2 Utvalg

Deltakerne ble rekruttert fra et «bekvemmelighetsutvalg» (Bjørndal & Hofoss, 2004, s. 189) og bestod av unge jenter som driver aktivt med kunstløp i en lokal kunstløpklubb. Ledelsen i kunstløpklubben bidro i rekrutteringsprosessen ved å sende informasjon om forskningsstudiet og organisere et møte med mulige deltakere og deres foresatte.

Totalt 25 jenter ønsket å delta. Deltakerne ble fordelt i to grupper (en intervensjon- og en kontrollgruppe) ved tilfeldig trekning, randomisering. En deltaker fra intervensjonsgruppen og en fra kontrollgruppen måtte avbryte sin deltakelse i prosjektet rett etter gjennomført pretest (T1), grunnet sykdom. En tilfeldig utvalgt deltaker ble flyttet til intervensjonsgruppe før intervensjonsperioden startet, fordi det var ønskelig å fylle intervensjonsgruppen i første treningsperiode. Prosjektet startet med 12 deltakere i intervensjonsgruppen og 11 i kontrollgruppen. Totalt antall deltakere i prosjektet ble derfor n=23. På slutten av

intervensjonsperioden ved posttest T3 ble antall deltakere n=21, grunnet sykdom og skade. Det er resultater fra disse 21 som er presentert i resultatene.

Inkluderingskriterier for deltakelse i studien var at utøveren skulle:

1. mestre enkelt rotasjonshopp fra begge bein (360 grader) på bakken (barmark),
2. trene på rotasjonshopp med to (720 grader) eller tre omdreininger (1080 grader) fra begge bein på bakken,
3. være skadefri.

De fleste av deltakerne som oppfylte inkluderingskriteriene var utøvere i alderen mellom ti og femten år. I denne alderen har man normalt ikke mestret et høyt hoppteknisk nivå i kunstløp, og derfor var det svært interessant å inkludere den aldersgruppen i forskningsstudiet.

Deltakernes treningserfaring i kunstløp var i gjennomsnitt 4.8 ± 1.9 år og de trente i gjennomsnitt 8.2 ± 2.7 timer per uke. Det var ingen systematiske forskjeller i deltakernes alder og antropometriske karakteristikk mellom de to gruppene (Tabell 3.1).

Tabell 3. 1

Alder og antropometriske karakteristikk av deltakerne ved første test (T1). Data er presentert som gjennomsnitt og \pm standardavvik (SD) for alle deltakerne samlet og separat for gruppe 1 (intervensjon i uke 1-4) og gruppe 2 (intervensjon i uke 5-8)

	N	Alder	Høyde (cm)	Vekt (kg)	KMI ¹	FFM ²	Vinge- spenn (cm)
Alle	23	12.3 ± 1.3	156.8 ± 7.5	47.1 ± 9.2	19.0 ± 2.5	35.4 ± 5.7	158.3 ± 9.1
Gr.1	12	12.5 ± 1.4	155.4 ± 6.8	46.9 ± 9.4	19.3 ± 2.8	35.1 ± 5.2	156.2 ± 7.8
Gr.2	11	12.1 ± 1.2	158.3 ± 8.2	47.2 ± 9.5	18.6 ± 2.1	35.8 ± 6.5	160.5 ± 10.2

1. FFM - Fettfri masse

2. KMI - Kroppsmasseindeks (vekt i kg / høyde i m²)

3.3 Prosedyrer ved datainnsamling

Datainnsamlingen ble gjennomført på laboratorium og i gymsalen ved Universitetet i Stavanger (UiS). Deltakerne ble invitert til å gjennomføre testene i små grupper på tre stykker, der hver gruppe fikk tildelt en time. Alle testene ble utført av de to samme testlederne: masterstudent og veileder. Datainnsamlingen bestod av tre deler: 1. målinger av antropometri og kroppssammensetning, 2. svikthopp med fri arm bruk (CMJ) og 3. hopp med maks antall rotasjoner (RH).

Både CMJ og RH ble gjennomført i gymsalen ved UiS. Disse to testøvelsene ble utført på en plattform 2x2 m. Rundt plattformen ble det lagt myke matter for å forebygge skader ved fall. Deltakerne hadde en kort, selvstendig oppvarming på minimum 3-5 minutter. Deretter fikk deltakerne instruks om hvordan de burde gjennomføre CMJ og RH. Deltakerne ble spurt om å ha på seg de samme klærne gjennom alle testene på alle tre testtidspunktene.

3.3.1 Måling av antropometri og kroppssammensetning

Kroppsvekt og kroppssammensetning ble målt ved hjelp av bioimpedans (Tanita MC-980, 2023) for å beregne kroppsmasseindeks ($KMI = \text{vekt i kg} / (\text{høyde i m})^2$), estimere muskel- og fettmasse, samt vektfordeling i armer og bein. Målingene ble gjennomført etter beskrivelser fra original brukemanual.

Deltakernes kroppshøyde ble målt med standard høydemåler som var festet på veggen (seca, 2023). Målingene ble tatt to ganger og ble kontrollert av to personer (veileder og masterstudent) for å sikre pålitelighet i måleresultater.

Vingspenn (avstand fra langfinger til langfinger) ble registrert ved at deltakerne ble spurt om å strekke armene og plassere kroppen/ brystkassen tett mot en tavle på veggen. Deretter ble avstand fra langfinger til langfinger målt med et målebånd. Målingene ble utført to ganger på hver test dag. Det ble brukt det samme målebåndet i alle testene og på alle deltakere. Målingene ble utført to ganger for å unngå feil i målingene.

3.3.2 Svikthopp med fri armbruk (CMJ)

Formål med testen var å måle vertikal spenst (Gjerset et al., 2015, s. 433). Deltakerne fikk opplæring med tydelige instruksjoner. De ble bedt om å stå stille på plattformen før CMJ utførelsen. Hvert CMJ ble utført etter testansvarlig sin kommando «3-2-1-ja». CMJ ble utført med selvvalgt dybde i motbevegelse, men deltakerne fikk beskjed om å hoppe så høyt de

kunne. Deltakerne hadde to forsøk i CMJ. For å måle høyde og svevetid ble det brukt kameraet på en iPhone 12 Pro med installert applikasjonen «My Jump 2» (Bogataj et al., 2020, s. 2-12). Videoopptaket av hoppet ble tatt opp fra ca. 30 cm over gulvet og ca. 2 meter avstand fra deltakernes høyre side. I applikasjonen ble første bildet uten bakkekontakt markert som starten av svevet og første bilde med bakkekontakt som slutten på svevet. Bildefrekvensen var 240 Hz og applikasjonen benytter svevetiden, sammen med oppgitt kroppsmasse (i kg) for å beregne hopp høyden. Kroppsmassen målt med Tanita ble benyttet selv om forsøkspersonen hadde på seg sokker, sko og to bevegelsessensorer under hoppet.

3.3.3 Test av rotasjonshopp

Hensikten med testen var å måle maksimalt antall roterte grader i hopp fra begge bein med landing på en fot (RH°), rotasjonshastighet (antall rotasjoner/sekund) og høyde i rotasjonshoppet (målt i cm).

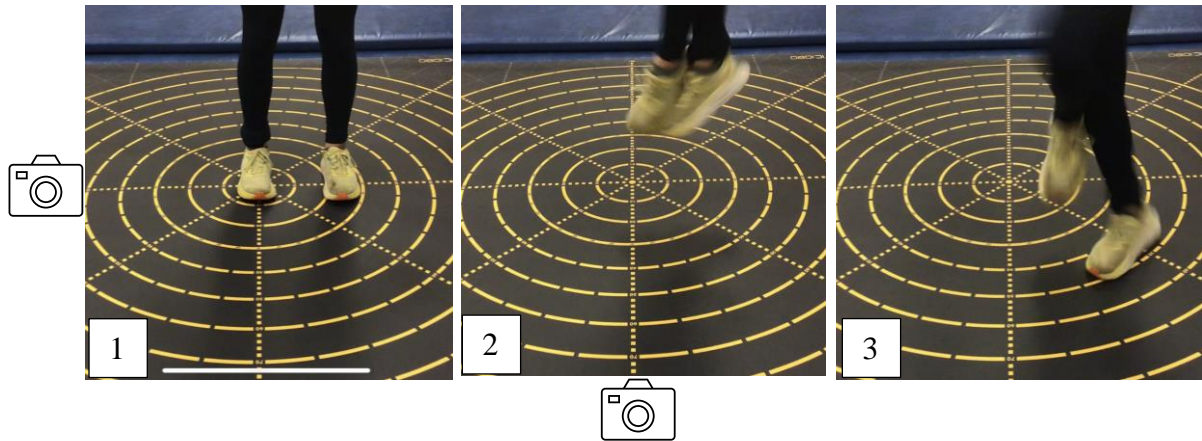
Rotasjonshopp fra begge bein er en grunnleggende treningsøvelse på barmark som har et forberedende formål til trening av hopp på isen. Deltakere hadde tre forsøk. Hoppet med flest roterte grader ble valgt til videre analyse. Alle deltakerne fikk samme opplæring, instruks/informasjon og tok testen under like betingelser.

Testing og måling av maksimalt antall roterte grader ble gjennomført ved hjelp av matte med markert gradskive (1080 Map, 2023), iPad kamera (sjette generasjon), iPhone 12 Pro og parallellinjal (Figur 3.2 og 3.3).

Deltakerne fikk opplæring for å forsikre at satsposisjon var likt for alle hvert gjennomførte forsøk. Høyre fot måtte bli plassert parallelt og på linjen som representerte null grader på en matte med gradskive (Figur 3.2, bilde 1). Ingen ekstra hopp før sats var tillat.

Figur 3. 2

Figuren viser plasseringer av to kamera og bilder fra test i rotasjonshopp (RH). Bilde 1- beinposisjon før RH utførelse, Bilde 2- posisjon i luften og Bilde 3-landingposisjon der vinkelforflytning kunne måles



Deltakerne fikk instruks om å gjennomføre tre forsøk med maksimalt antall rotasjoner i hopp, men landingen skulle være kontrollert og på en fot (uten fall). Hopp ble tatt opp på video med iPad og iPhone kameraer. Videoopptakene inneholdt bare forsøkspersonens fra knærne og nedover (ikke ansikt). Kameraet ble plassert mot kunstløper og på null-gradslinjen, ca. to meter fra kunstløperen. Antall roterte grader i luften og landingsposisjon ble kontrollert ved «slow motion» avspilling av video. Deretter ble forskjellen mellom satsposisjon (senter i matten) og landingsposisjonen justert ved hjelp av parallellinjal (Figur 3.3). Resultantene av tre forsøk ble registrert i registreringsskjemaet. Høyden i RH ble målt med My Jump2 på tilsvarende måte som CMJ (se 3.3.2).

Figur 3. 3

Bildene illustrerer målingen i antall roterte grader (RH). Venstre bilde viser landingsposisjon fra videoopptak, mens høyre bilde viser hvordan antall roterte grader ble målt ved hjelp av matte med markert gradskive og parallellinjal



3.3.4 Testing av rotasjonshastighet i RH

Rotasjonshastighet ble målt ved hjelp av to bærbare sensorer, «Trigno™ Avanti Research+ System» (Delsys, 2022), som sendte synkroniserte data trådløs til et Samsung nettbrett med software fra Delsys. Dataene ble sendt med 133.33Hz. Sensorene ble plassert på deltakerne av den samme testansvarlige. Den ene sensoren (sensor 1) ble festet mellom de nederste delene av skulderblader på torso (T4-T6). Sensor 1 ble montert ved hjelp av GoPro Sports Kit feste. Den andre bevegelsessensor (sensor 2) ble plassert på høyre fot ved den nederste delen av akillessenen (rotasjonen i hopp foregår rundt høyre fot). For å feste fotsensoren ble det brukt et justerbart, elastisk bånd (Figur 3.4). Sensorene ble montert før CMJ ble gjennomført.

Figur 3. 4

Bildet viser plassering (markert med rød sirkel) av to Trigno bevegelsessensorer på en deltaker



3.4 Treningsintervensjon

Treningsintervensjonen inkluderte trening med harness-systemet (Figur 3.5), 3x3 hopp etter harness-trening og tilbakemeldinger fra trener (masterstudent). Treningsintervensjonen hadde varighet på åtte uker (fire uker for hver gruppe) og foregikk fra slutten av oktober til slutten av desember 2022.

I fire ukers intervensjonsperiode brukte den ene gruppen harness-systemet, mens den andre gruppen trente som vanlig. Deltakerne i intervensjonsgruppen trente individuelt med harness i ti minutter per gang, tre ganger i uken. I tillegg til dette trente deltakerne to minutter på teknikk i rotasjonshopp som utøvere pleier å gjøre på barmarkstrening. Formålet med harness-trening var øving på RH og forbedring av kinematiske hopp variabler, mens formålet med to minutter RH trening var overføring av de lærte tekniske bevegelser til vanlig selvstendig utførelse av hopp.

I forbindelse med intervensjonsperiodene mottok deltakerne veiledning og teknisk korreksjon av masterstudent, både ved harness og barmark RH trening. Masterstudenten hadde tilegnet seg idrettslig kompetanse gjennom mange år som aktiv kunstløputøver på internasjonalt nivå

med idrettslig bemerkelsen- idrettsmester i kunstløp (fra Ukraina), trener (i Ukraina og i Norge) og tidligere teknisk spesialist i kunstløp (Norge, 2006-2007) (ISU- International Skating Union). Korreksjon og veiledning ble gitt i minimal dose, det vil si at deltakerne fikk tilbakemelding kun når de viste store tekniske feil. I løpet av hver treningsøkt kunne deltakerne velge selv hvor mange ganger de gjorde øvelsen med harness. Dette fordi, en slik øvelse kan føre til svimmelhet og deltakerne ble anbefalt å ikke starte øvelsen før svimmelheten opphørte. Basert på praktisk erfaring var det forventet tilvenning og tilpasning til rotasjonsbelastningene.

Figur 3. 5

Bildeserie viser montert harness-systemet (venstre) og trening med harness-systemet (i midten og høyre)



Treningene foregikk i Stavanger Ishall mellom klokka 15.00 og 18.15 tre ganger i uken i løpet av en fire ukers periode for hver gruppe. I fire ukers intervensjonsperioden fikk deltakerne i gjennomsnitt ni treningsøkter som tilsvarer 87.3 minutter. Hver deltaker hadde mellom 20 og 30 forsøk/repetisjoner i løpet av en ti minutters treningsøkt med harness som ble total ca.200-300 repetisjoner for hele intervensjonsperioden.

I to minutters RH trening hadde deltakerne tre ulike øvelser som ble gjentatt tre ganger hver. Totalt var det ni hopp etter harness-treningen. Den første øvelsen ble rettet mot sats og landing og hadde lik teknikk som svikthopp (CMJ), men landing var på høyre fot med venstre

fot utstrakt bakover. Denne landingsposisjonen trenes for å kontrollere landingen og for å stoppe rotasjonen i hopp med flere omdreininger i luften. Den andre øvelsen var 360 grader RH med landingsposisjon. Fokuset var å skape stort dreiemoment med armer og overkropp samt for å koordinere bevegelser i overkroppen og beina ved sats. Den siste øvelsen var RH maks med en fot landing. Øvelsen kombinerte sats, rotasjonsposisjon og landing, og var helt identisk med øvelsen som ble brukt ved testene.

Ved CMJ med landing på en fot ble deltakere instruert til 1) å gjøre sving armbevegelse og hoppe med maksimal sats; 2) å ha en god, strak, nøytral kroppsholdning der hode, punkt mellom skulder blader og bekken var på samme linje; 3) å gjøre landingen myk ved å absorbere vektbelastninger, å møte landing med strak høyre fot og deretter bøye leddene i følgende rekkefølge: ankel, kne og hofte slik at landingsbelastninger blir fordelt gradvis gjennom flere ledd og over lengre tidsperiode.

Ved 360 grader RH fikk deltakerne følgende generelle tips: 1) å gjennomføre armbevegelse rundt rotasjonsakse som kunne ført til ca. 90-100 grader vridning i overkroppen når utøveren fremdeles hadde kontakt med bakken (se Figur 2.2 i Teori-delen); 2) å ha en god, strak, nøytral kroppsholdning ved sats; 3) å ha kroppsposisjon i luften der armene har posisjon som likner på når utøveren holder en ball mot brystkasse (ikke tett posisjon).

Ved RH maks ble deltakerne instruert for å gjøre følgende 1) å dra armene og beina så tett som mulig mot rotasjonsakse for å ha mulighet til å minske treghetsmomentet raskt: lilletå mot lilletå, knærne sammen, albuer rettet litt fram og tett mot overkroppen; 2) å holde rotasjonsposisjon så lenge som mulig; 3) å åpne armene og venstre fot raskt for å øke treghetsmoment og lande kontrollert på en fot.

Imens intervensjonsgruppen trente både på isen og med harness-systemet, trente kontrollgruppen kun på isen. Istreningen inkluderte hopp, piruetter og programøvingen. Programøving er konkurranse-relatert aktivitet i kunstløp der elementene som hopp, piruetter og trinnsekvenser er sammensatt og gjennomføres med musikk.

3.5 Treningsutstyret «harness-system»

Det ble brukt «Pro-Motion Off- Ice Harness System» i intervensjonen (Canada West Skating International Ltd., 2021). Det er utstyr som er produsert i Canada og er spesielt tilpasset til barmarkstrening. Dette systemet har 2/1 forhold, som betyr at treneren bare løfter 1/2 av kunstløperens vekt når han/hun bruker systemet ved å trene på rotasjonen. Systemet består av et justerbart belte (harness) og kabel system med dobbelt hjul. Systemet ble montert på et betongtak i ishallen ved hjelp av en ring i en høyde på 3,8 meter fra gulvet (Figur 3.5).

3.6 Etske hensyn

Prosjektet ble rapportert til og godkjent av Sikt personvernombudet (ref.nr 513443, Vedlegg 1). Prosjektet ble gjennomført etter de forskningsetiske retningslinjer beskrevet i Den nasjonale forskningsetiske komite for samfunnsvitenskap og humaniora NESH, blant annet ved å følge prinsippet om innhenting av informert skriftlig samtykke for mindreårige deltakere under 15 år, prinsippet om frivillig deltakelse og krav til respekt for den enkelte deltaker og krav om at prosjektdeltakerne ikke skal utsettes for skade eller urimelige belastninger (NESH, 2021 B. kap. 15).

Det ble gjennomført informasjonsmøte med deltakere og deres foreldre/foresatte.

Foreldre/foresatte gav skriftlig samtykke for barn siden deltakernes alder var under 16 år- (Vedlegg 2).

Utvalgsdeltakere tilhørte kunstløpsmiljø fra den samme klubben. For å ivareta deltakerne i både kontroll og intervensjonsgruppe fikk deltakerne likt treningsopplegg. Cross-over design som ble valgt i studien gav muligheten for at begge gruppene kunne gjennomføre samme treningsopplegg. Treningen for kontrollgruppen (gruppe 2) ble gjennomført etter at intervensjonsgruppen var ferdig med fire ukers treningsperiode og posttest (T2) var gjennomført for begge gruppene.

3.7 Databehandling og statistikk

Innsamlet data fra Bioimpedans Tanita MC980, My Jump 2 app, Trigno Avanti Research+ System, kamera og matte med markert gradskive og parallellinjal, ble overført til Microsoft® Excel 2023 som anonymisert datasett. Datasettet ble deretter kopiert og analysert ved hjelp av

IBM SPSS Statistics program v 28.0.1.1. Visuell fremvisning av data ble gjort ved hjelp av Microsoft® Excel 2023 og JASP data programvare v.0.17.1 (JASP, 2023).

For å forbedre noen formuleringer i oppgaven ble OpenAI ChatGPT benyttet (OpenAI, 2023).

Maksimal rotasjonshastighet (ω -maksimal) i grader ble målt med sensor. Rådata fra Trigno Avanti Research+ System inneholdt en samlet datamengde med en frekvens på 133,3 Hz fra akselerometer, gyroskop og magnetometer om tre lokale akser i sensoren ($3 \times 3 = 9$ data frekvenser). Dataene ble bearbejdet i Microsoft® Excel 2023 program ved å ta et glidende gjennomsnitt over fem målinger. Bare det hoppet som gav størst rotasjon målt med video og 1080 Map ble videre analysert.

Kun sensoren på torso og gyrodata rundt den lokale sensoraksen som var forsøkt plassert parallelt med personens lengdeakse i anatomisk utgangsposisjon ble brukt (Figur 3.4).

Rotasjonshastigheten ble definert som den maksimale rotasjonshastigheten hentet fra gyrodata rundt sensorens akse som var antatt å være parallell med lengdeaksen til forsøkspersonen. Variabelen totalt antall roterte grader fra sensor ble funnet ved å ta den maksimale verdien for integralet fra gyrodataene rundt den samme aksen. Denne variabelen målt med sensoren representerte den samme variabelen som ble målt med video og matte med markert gradskive (1080 Map, 2023). Dette ble gjort for å kunne sammenligne en manuell («kriterium») metode mot en potensiell mer effektiv metode ved hjelp av sensoren.

Gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund, ω (rot/s), ble beregnet ved å dele antall grader utøveren roterte (målt med video og gradskive) med tiden utøveren var i luften (svevetid). Eksempelvis dersom utøveren roterte 680 grader i RH med svevetid på 422 millisekunder, blir utregningen: $680 / 422 = 1,611 \cdot 1000 \text{ ms} / 360^\circ = 4,4$ rotasjoner per sekund.

Datanormalitet ble vurdert ved hjelp av histogrammer, boksploTT inspeksjon og Shapiro-Wilks test. En uavhengig t-test ble anvendt for å undersøke om det var forskjeller mellom gruppe 1 og gruppe 2 i følgende variabler ved T1: antall roterte grader i RH ($^\circ$), hopp høyde, svevetid, ω (rot/s), hopp høyde i svikhopp (CMJ), ω -maksimal rotasjonshastighet fra sensor og totalt antall roterte grader fra sensor. Uavhengig t-test ble også benyttet for å teste om variablene endret seg ulikt mellom gruppene fra før- til etter treningsintervensjonen med harness.

En av forutsetningene for å bruke en uavhengig t-test er at varians i data fra begge gruppene er omtrent lik. Ifølge Weir og Vincent (2021), bør variansen til en gruppe ikke være mer enn dobbelt så stor som variansen til den andre gruppen. Dette kalles varianslikhet eller varianshomogenitet (Weir & Vincent, 2021, s. 119). Varianslikhet ble vurdert ved Levene's test for varianslikhet. En deskriptiv statistikk ble gjennomført på alle variabler. Data er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD) hvis ikke annet er oppgitt. Signifikansnivået på alle tester ble satt til $\alpha = 0.05$. For å undersøke endringer innad i gruppen ble t-test for parede utvalg anvendt.

For å evaluere nivået av variasjon i datasettet ble det kalkulert variasjonskoeffisient (CV). Variasjonskoeffisient er et mål på relativ spredning eller variasjon i forhold til gjennomsnittet i dataene (Weir & Vincent, 2021, s. 52). Variasjonskoeffisienten er nyttig for å sammenligne datasett med forskjellige gjennomsnittsverdier på en meningsfull måte. Det kan også gi en pekepinn på nøyaktighet av en måling eller et instrument.

I denne studien var det interessant å se på spredningen i gruppen ved å sammenligne variasjonskoeffisienten i RH mellom individene. Det var også interessant å se på variasjon i målingene for et enkeltindivid. Variasjonsanalyse var en måte å vurdere pålitelighet av målingene.

I løpet av hele prosjektperioden gjennomførte deltakerne tre tester T1, T2 og T3. I hver test hadde de blant annet tre forsøk for å gjennomføre RH. For å beregne variasjonskoeffisienten ble resultatene av tre forsøk i RH antall grader benyttet. Variasjonskoeffisient (CV) ble beregnet etter formelen $CV = (\text{standardavvik} / \text{gjennomsnitt}) \times 100 \%$ (Weir & Vincent, 2021, s. 52).

Fokuset i denne studien var å se forskjeller mellom to grupper samt endringer etter intervensjonen innad i gruppene. Forskjellene ble undersøkt ved hjelp av både t-test for uavhengige og parede utvalg. Mer informasjon om størrelsen på forskjellene ble analysert ved hjelp av Cohen's effektstørrelse (*Cohen's d*). Cohen's *d* defineres som forskjell mellom to gjennomsnittsverdier delt på standardavvik (Weir & Vincent, 2021, s. 128). Cohen's *d* (1988) sin fortolkning av effektstørrelse ble brukt i denne studien: liten $d = 0.2$, moderat $d = 0.5$ og $d = 0.8$ anses som en stor effekt (Pallant, 2020, s. 218).

For å visualisere data fra undersøkelsen ble JASP data programvare v.0.17.1 benyttet. BoksploTT (Raincloud-plott) som ble brukt i oppgaven viser individuelle datapunkter, boksploTT og distribusjonsplott (JASP, 2023). Grønne og røde datapunkter i figurene representerer individuelle endringer fra pretest- til posttest for deltakerne enten innad eller mellom intervensjons- og kontrollgruppene. BoksploTTene i midten av figuren (grønn og rød) viser medianverdi (den horisontale strekken i boksen). Bruk av median i boksploTTene var foretrukket framfor gjennomsnittet. «Medianen kan gi en bedre og mer robust beskrivelse av sentraltendensen i skjeve fordelinger [...]» (Bjørndal & Hofoss, 2004, s. 44). Endestykkene på boksene viser øvre og nedre kvartilgrenser og feilfeltene utenfor boksene indikerer høyeste og laveste verdi. Kurvene i figurene viser datafordelingen.

3.8 Reliabilitet og validitet

Reliabilitet viser til stabilitet og nøyaktighet: «God reliabilitet betyr at data i liten grad er påvirket av tilfeldige målingsfeil» (Kleven & Hjordemaal, 2018, s. 99). I denne studien ble det gjort en rekke tiltak for å sikre høy reliabilitet og validitet. All testing ble gjennomført ved Universitet i Stavanger, hvor vi brukte de samme lokalene, samme testprosedyrer og samme utstyr ved hver test. I tillegg til dette ble alle testene utført av de to samme personene: veileder og masterstudent. Treningsintervensjon, korreksjon og veiledning ble gjennomført og gitt av masterstudent. Både testansvarlige og treningsintervensjonsansvarlig har ekspertise og erfaring innenfor benyttet testutstyr og på kunstløpteknisk område. Det ble forsøkt å minimere feil både ved datainnsamling og dataforberedelse til analyse ved at veileder og masterstudent kontrollerte datamaterialet grundig. Ifølge Weir og Vincent (2021), kan datainnsamlingsfeil bli oppdaget og redusert hvis en ekspert eller et ekspertpanel sammenligner data som er samlet inn (Weir & Vincent, 2021, s. 10).

Måling av RH grader ble standardisert ved at begge testansvarlige gjennomførte hopp med rotasjon i forkant av testingen. Dette har bidratt til standardisert fremgangsmåte ved testgjennomføring. Hoppene ble filmet fra ulike posisjoner og videoene ble sammenlignet ved landing og tilsvarende antall grader som ble målt med parallell linjal og 1080Map matte med gradskiver. Standardiseringen ble utført i planlegging og forberedelse fase noen uker før test dag. Reliabiliteten i måling av RH grader ble også undersøkt underveis i testperioden ved at hopp ble filmet fra to ulike posisjoner: en fra 90 grader fra utøvernes høyre side og den andre fra 45 grader fra utøverens venstre side. Dette ga mulighet til å sammenligne antall grader ved

hopp fra ulike posisjoner slik at målefeil ble minimert. Deltakerne fikk opplæring for å forsikre at satsposisjon var lik for alle og lik for hvert gjennomførte forsøk.

Målingene ble gjennomført etter beskrivelser fra original brukemanual. Innsamlet data fra sensorer antall grader ved RH ble sammenlignet med data fra video og My Jump 2 app (Bogataj et al., 2020). Dette kunne redusere feil i data og øke intern validitet i målingene. Validitet refererer til testens forsvarlighet eller hensiktsmessighet for å måle det den er designet for å måle. Gyldighet kan bestemmes ved en logisk analyse av måleprosedyrene (Weir & Vincent, 2021, s. 3).

Ifølge Hopkins (2020) handler reliabilitet om reproduserbarheten til en måling når målingen gjentas. God pålitelighet i forskning innebærer bedre presisjon av enkeltmålinger og bedre sporing av endringer i målinger (Hopkins, 2000, s. 1-2).

Reliabiliteten i studiet ble også undersøkt både ved å analysere test-retest korrelasjon og ved å studere intra-individuell variasjon. Disse to metodene er tradisjonelt brukt for å estimere påliteligheten av fysiske prestasjoner (Baumgartner, 2016, s. 92). Baumgartner (2016) påpeker at bruk av test re-test metode, der man gjennomfører samme test og bruker samme måleinstrumenter, kan gi mulighet for å se korrelasjon mellom disse to settene. Høyere verdier i korrelasjonskoeffisienten vil indikere høyere reliabilitet til måleinstrumentene. Intraklassekorrelasjonskoeffisienten (ICC) ble benyttet for å beregne test- retest reliabilitet (Baumgartner, 2016, s. 95-96). Ifølge Koo og Li (2016) sin fortolkning av styrke i ICC indikerer verdier mindre enn 0.5 dårlig pålitelighet, verdier mellom 0.5 og 0.8 indikerer god pålitelighet og verdier større enn 0.90 indikerer utmerket pålitelighet (Koo & Li, 2016, s. 158).

4. Resultater

I denne oppgaven ble forskjeller mellom to grupper samt endringer etter intervensjonsperioden innad i gruppene, undersøkt. For å undersøke forskjellene mellom og innad i gruppene ble t-test for to uavhengige utvalg og t-test for parede utvalg anvendt (Pallant, 2020, s. 251-261). Datanormalitet ble vurdert både ved hjelp av Shapiro-Wilks test for normalitet og ved bruk av visuell inspeksjon av histogrammer. Varianslikhet ble undersøkt ved bruk av Levene's test. Dette var relevant ved bruk av uavhengig t-test. Ved paret t-test sammenlignes deltakerne med seg selv, noe som betyr at enhver variasjon kommer fra hovedeffektene, og ikke eksisterende variabilitet (Bjørndal & Hofoss, 2004, s. 89). I dette kapitlet vil resultatene fra undersøkelsen bli presentert.

4.1 Beskrivende data av alle variabler ved pretest (T1)

Testøvelsen RH inkluderte målinger av variablene: antall grader rotert, hopp høyde, svevetid, gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund (ω = rotasjoner/s), og maksimal rotasjonshastighet ($^{\circ}$ /s). I tillegg ble totalt antall grader rotert målt med sensoren, samt at høyde i svikthopp (CMJ) ble målt. Tabell 4.1 viser pretest resultater. Sammenlikning av variasjonskoeffisient (CV) mellom variablene indikerte størst variasjon i hopp høyde (21.1 %) og totalt antall grader rotert fra sensor (21.4 %), og minst CV for svevetid og maksimal rotasjonshastighet (Tabell 4.1).

Tabell 4. 1

Deltakernes resultater i RH, samt CMJ fra pretest (T1), n = 23

Variabler	RH ($^{\circ}$)	Hopp høyde (cm)	Svevetid (ms)	ω (rot/s)	Maks ω ($^{\circ}$ /s)	Totalt ($^{\circ}$)	CMJ (cm)
Gj.sn	595.6	20.0	409.5	4.01	1188.7	705.8	27.5
SD	97.0	4.4	42.6	0.45	126.8	151	3.7
CV	16.3 %	21.1 %	10.4 %	11.2 %	10.7 %	21.4 %	13.4 %

Notat. RH($^{\circ}$) – antall roterte grader, ω (rot/s) - gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund, maks ω - maksimal rotasjonshastighet i grader per sekund fra sensor på torso, totalt ($^{\circ}$) – totalt antall roterte grader målt fra sensor, CMJ – svikthopp. Gj.sn.– gjennomsnitt; SD – standardavvik; CV- variasjonskoeffisient.

4.2 Forskjeller mellom gruppene ved pretest (T1)

Utøvere fra intervensjonsgruppe 1 roterte 595.8 ± 80.9 grader med svevetid på 0.41 ms og hopp høyde på 20.4 ± 3.9 cm. Kontrollgruppe 2 roterte 595.5 ± 116.2 grader med svevetid på 0.41 ms og 21.2 ± 5.0 cm. Det var ingen forskjell mellom gruppene på pretest, før intervensjonsperioden startet (Tabell 4.2).

Tabell 4. 2*Resultater for intervensjonsgruppe 1 og kontrollgruppe 2 ved pretest (T1)*

Variabler	Gruppe 1		Gruppe 2		Gj.snittlig forskjell	95 % CI	df	t	Tosidig p
	Gj.sn.	SD	Gj.sn.	SD					
RH (°)	595.8	80.95	595.5	116.22	0.379	-85.84, 86.599	21	0.009	0.993
RH (cm)	20.4	3.92	21.2	4.96	-0.819	-4.682, 3.043	21	-0.441	0.664
Svevetid (ms)	406	39.42	413.45	47.47	-7.454	45.167, 30.258	21	-0.411	0.685
ω (rot/s)	4.05	0.43	3.97	0.49	0.080	-0.322, 0.482	21	0.415	0.683
Maks ω (°/s) sensor	-1189	116	-1188	143	1.024	-113.68, 111.63	21	-0.019	0.985
Totalt (°) sensor	-696	187.65	-716	105.98	20.46	-113.43, 154.37	21	0.318	0.754
CMJ (cm)	27	3.66	28.1	3.81	1.10	-4.354, 2.138	21	-0.710	0.486

Notat. Gr 1 (n =12), Gr 2 (n =11). Gj.sn= gjennomsnitt; SD = standardavvik; df=frihetsgrader.

4.3 Endringer fra pretest (T1) til posttest (T2)

For å se om det var endring etter intervensjonen i gruppe 1 (n=12) fra T1 til T2 ble de seks variablene i RH, samt hopp høyde i svikhopp (CMJ) analysert.

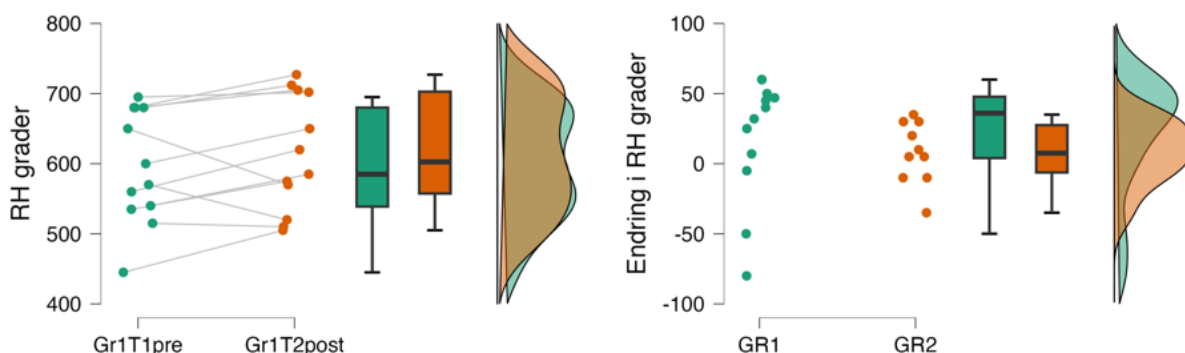
Intervensjonsgruppe 1 (n=12) viste en gjennomsnittlig liten endring i RH (°) antall roterte grader ($M = 19.3 \pm 44.4$, 95% CI [-8.9, 47.5], $t(11) = 1.505$, $p = 0.161$, $d = 0.43$).

Kontrollgruppen (n=10) viste også en liten gjennomsnittlig endring ($M = 8.0 \pm 22$, 95% CI [-7.75, 24.00], $t(9) = 1.149$, $p = 0.280$, $d = 0.36$), men endringene var ikke signifikante i noen av gruppene.

Det ble også undersøkt om det var forskjellig utvikling mellom intervensjonsgruppen (n=12) og kontrollgruppen (n=10) i RH og dets kinematiske variabler etter at intervensjonsgruppe 1 fikk trening med harness-systemet. Det ble brukt t-test for to uavhengige grupper hvor gruppene var den uavhengige variabelen og endringer i rotasjonshopp sine kinematiske parametere var den avhengige variabelen. Forskjellen mellom gruppene var liten og ikke statistisk signifikant ($M = 11.3$, 95% CI [-21.0, 43.5], $t(20) = 0.728$, $p = 0.475$, $d = 0.31$). I Figur 4.1 fremstilles deltakernes endringer i antall roterte grader.

Figur 4. 1

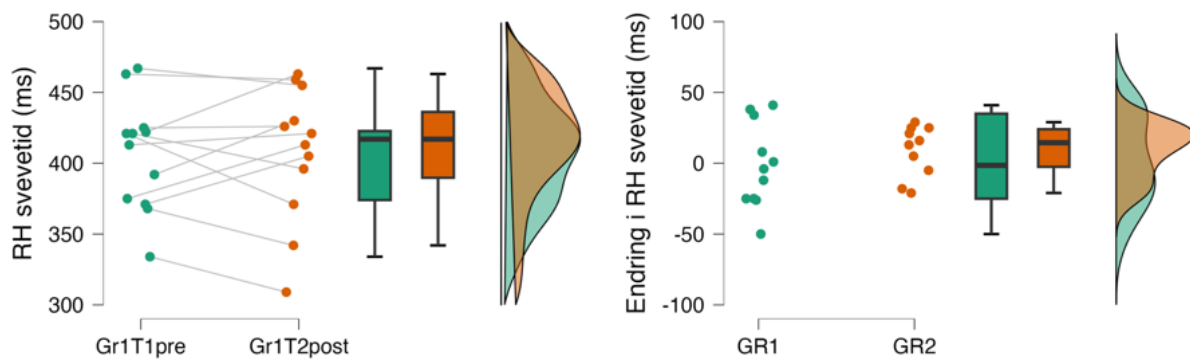
Venstre halvdel: Individuelle verdier for RH (°)-antall roterte grader til intervensjonsgruppen ved pre-(grønne) og post-(røde) test. Høyre halvdel: endringer fra pre til post for intervensjonsgruppen (GR1) og kontrollgruppen (GR2). Boksplottene i midten av figurene viser median, interkvartil og ekstremalverdier, og kurvene til høyre viser forskjeller i fordelingen



Gjennomsnittsverdien for endring i svevetid var noe høyere for kontrollgruppen ($M= 8.0 \pm 18.1$, 95% CI [-7.745, 23.745], $t(9) = 1.149$, $p=0.280$, $d= 0.36$), enn for intervensjonsgruppen ($M= 1.5 \pm 37.6$, 95% CI [-18.0, 21.0], $t(11) = 0.169$, $p=0.869$, $d=0.049$), men forskjellen mellom gruppene var liten og ikke statistisk signifikant ($M= -7.5$, 95% CI [-30.5, 15.5], $t(20) = -0.679$, $p=0.505$, $d=-0.29$). Dette er illustrert i Figur 4.2.

Figur 4. 2

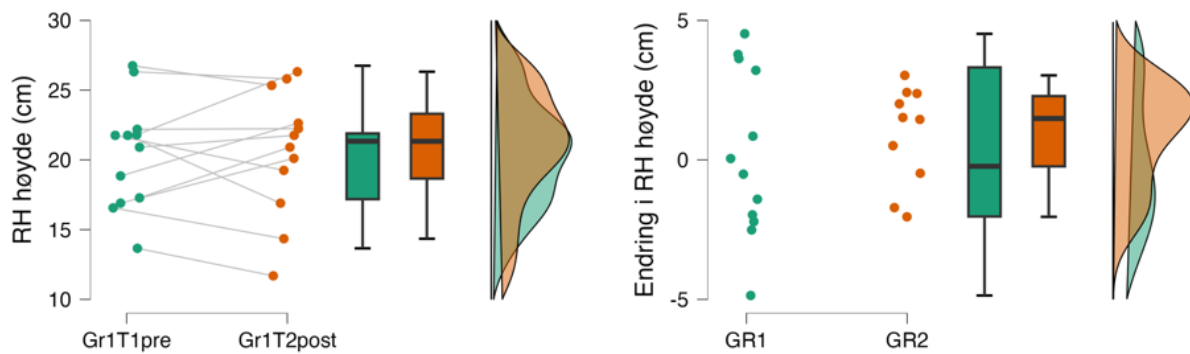
Endring i svevetid i RH innad i intervensjonsgruppe Gr1 (venstre) og sammenligning mellom endring i intervensjon (Gr1) og kontrollgruppe (Gr2) (høyre) fra pretest (T1) til posttest (T2) etter Gr1 hadde gjennomført intervensjonen



I Figur 4.3 fremstilles resultatene for hopp høyde. For variabelen RH høyde endret gjennomsnittsverdien til intervensjonsgruppen seg mindre, sammenlignet med kontrollgruppen, henholdsvis ($M= 0.2 \pm 3.0$, 95% CI [-1.695, 2.123], $t(11) = 0.247$, $p=0.810$, $d=0.07$) og ($M= 0.9 \pm 1.8$, 95% CI [-0.363, 2.181], $t(9) = 1.616$, $p=0.140$, $d=0.51$). Det var liten og ikke signifikant forskjell mellom gruppene ($M=-0.7$, 95% CI [-2.9, 1.6], $t(20) = -0.642$, $p = 0.528$, $d=-0.27$).

Figur 4. 3

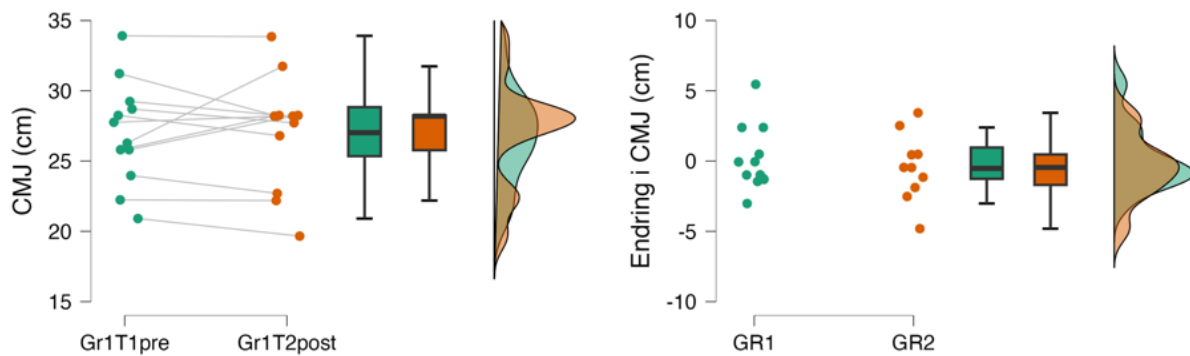
Endring i hopp høyde i RH innad i intervensjonsgruppe Gr1 (venstre) og mellom intervensjon (Gr1) og kontrollgruppe (Gr2) (høyre) fra pretest (T1) til posttest (T2) etter Gr1 hadde gjennomført intervensjonen



Resultatene fra svikthopp (CMJ) viste små endringer for både intervensjonsgruppen ($M= 0.1 \pm 2.2$, 95% CI [-1.315, 1.592], $t(11) = 0.209$, $p=0.838$, $d=0.06$) og kontrollgruppen ($M= -0.4 \pm 2.4$, 95% CI [-2.148, 1.270], $t(9) = -0.581$, $p=0.575$, $d=-0.18$) fra pretest til posttest og forskjellene mellom gruppene var ikke signifikante ($M=0.6$, 95% CI [-1.5, 2.7], $t(20) = 0.575$, $p=0.572$, $d =0.24$). Dette er illustrert i Figur 4.4

Figur 4. 4

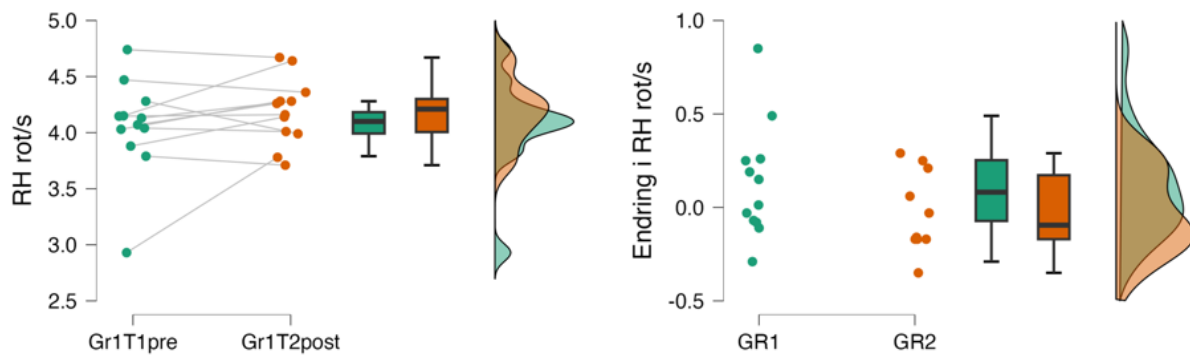
Endring i svikthopp (CMJ) innad i intervensjonsgruppe Gr1 (venstre) og mellom intervensjon (Gr1) og kontrollgruppe (Gr2) (høyre) fra pretest (T1) til posttest (T2) etter Gr1 hadde gjennomført intervensjonen



For henholdsvis intervensjonsgruppen og kontrollgruppen var gjennomsnittlig endring i variabelen rotasjonshastighet per sekund - ω (rot/s) ($M=0.1\pm 0.3$, 95% CI [-0.060, 0.331], $t(11) = 1.523$, $p=0.156$, $d=0.44$) og ($M= -0.0\pm 0.2$, 95% CI [-0.179, 0.131], $t(9) = -0.350$, $p=0.735$, $d=-0.11$). Endringene var ikke signifikant forskjellige mellom gruppene ($M=0.2$, 95% CI [-0.08, 0.4], $t(20)=1.374$, $p=0.185$, $d=0.59$), selv om Cohen's d verdien indikerte en liten til moderat forskjell (Figur 4.5).

Figur 4. 5

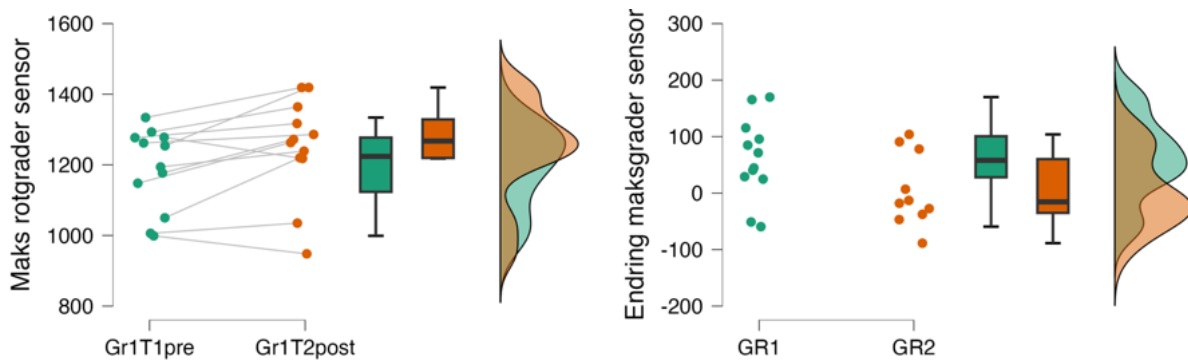
Endring i rotasjonshastighet per sekund innad i intervensjonsgruppen Gr1 (venstre) og sammenligning mellom endring i intervensjon (GR1) og kontrollgruppe (GR2) (høyre) fra pretest (T1) til posttest (T2) etter Gr1 hadde gjennomført intervensjonen



Økningen i ω maks - rotasjonshastighet ($^{\circ}/s$) fra sensor var i gjennomsnitt større i intervensjonsgruppen ($M= 60.7 \pm 72.4$, 95% CI [14.6, 106.7], $t(11) = 2.901$, $p=0.014$, $d=0.83$), enn i kontrollgruppen ($M= -4.8 \pm 64.7$, 95% CI [-51.0, 41.4], $t(9) = -0.234$, $p=0.820$, $d=-0.07$), men forskjellen mellom gruppene var ikke statistisk signifikant ($M=45.3$, 95% CI [-77.2, 167.9], $t(20)=0.772$, $p=0.449$, $d=0.33$) (Figur 4.6). Resultatene for intervensjonsgruppen viste en statistisk signifikant endring ($p=0.014$) i rotasjonshastighet. Cohen's d viste en stor effekt på endringen fra pretest T1 til posttest T2 hos intervensjonsgruppe (Gr1). Dette er illustrert i Figur 4.6 (venstre).

Figur 4. 6

Endringer i maks ω ($^{\circ}/s$) – rotasjonshastighet fra sensor innad i intervensjonsgruppe (Gr1) (venstre) og mellom intervensjonsgruppe (Gr1) og kontrollgruppe (Gr2) (høyre)

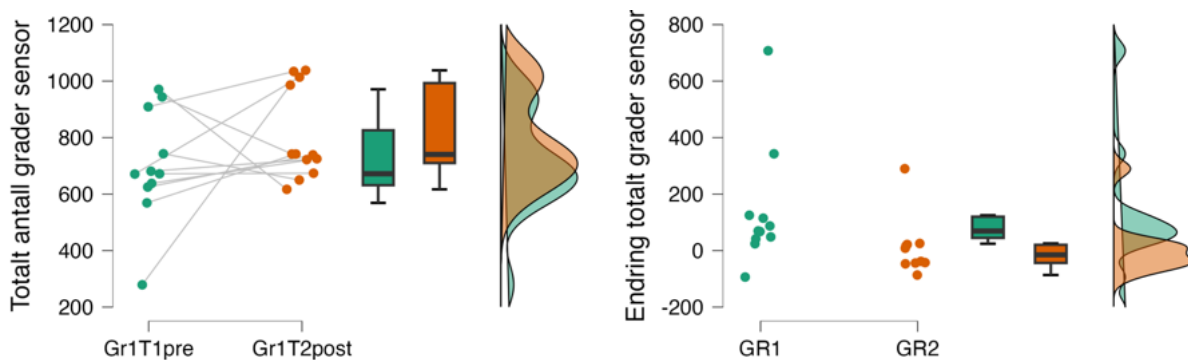


Inspeksjonen av boksploTT i variabelen totalt antall roterte grader målt fra sensor viste noen utliggere i data, men det ble bestemt å beholde data til videre analyse med en uavhengig t-test. Bestemmelsen ble basert på en vurdering av Shapiro-Wilks test ($p>0,05$), og Levene's test for varianslikhet med resultatene for test 1 ($p=0.318$) og for test 2 ($p=0.079$).

Gjennomsnittlig endring i variabelen totalt antall roterte grader fra sensor var ($M= 118.8 \pm 236$, 95% CI [-40.3, 278.0], $t(10) = 1.663$, $p=0.127$, $d=0.50$) og ($M= -10.4 \pm 105$, 95% CI [-85.5, 64.7], $t(9) = -0.314$, $p=0.761$, $d=-0.09$) for henholdsvis intervensjonsgruppen og kontrollgruppen. Dette er visualisert i Figur 4.7. Målingene fra sensor i denne variabelen viste ingen signifikant forskjell mellom gruppene ($M = 100.6$, 95% CI [-62.9, 264.0], $t(20) = 1.284$, $p = 0.214$, $d = 0.55$). Cohen's d viste liten på grensen til moderat forskjell.

Figur 4. 7

Endring i totalt antall roterte grader fra sensor plassert på torso innad i intervensjonsgruppe (Gr1) (venstre) og mellom intervensjon (Gr1) og kontrollgruppe (Gr2) (høyre) fra pretest (T1) til posttest (T2) etter Gr1 hadde gjennomført intervensjonen. Medianen i boksploTTet er markert som en delvegg inne i boksen

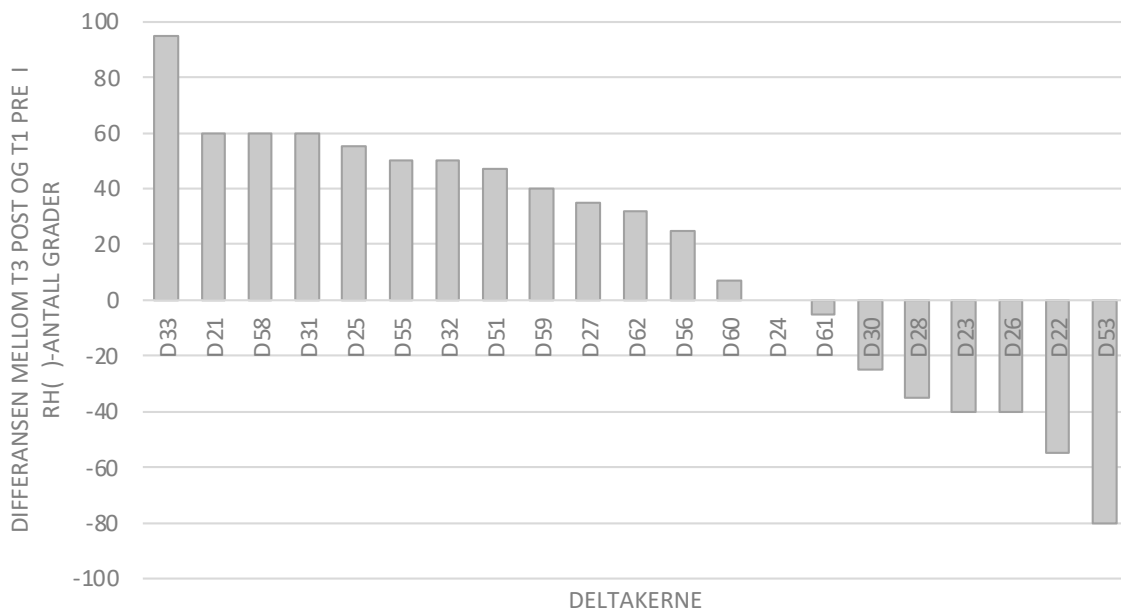


4.4 Endringer etter intervensjonen for alle (n = 21)

For å undersøke forskjellene innad i hele gruppen som fikk intervensjonen (n=21) ble t-test for parede utvalg anvendt. 13 deltakere viste økning i antall grader rotert i RH (°), mens syv viste reduksjon. En deltaker, nr. 24, viste likt resultat både i pre- og post intervensjonstest (Figur 4.8). Gjennomsnittresultat for gruppen etter intervensjonen 615 ± 81.7 var litt høyere enn før 599 ± 100.8 , men endringen var liten og ikke signifikant ($M=16.0$, 95% CI [-5.3, 37.3], $t(20) = 1.568$, $p=0.132$, $d=0.34$).

Figur 4. 6

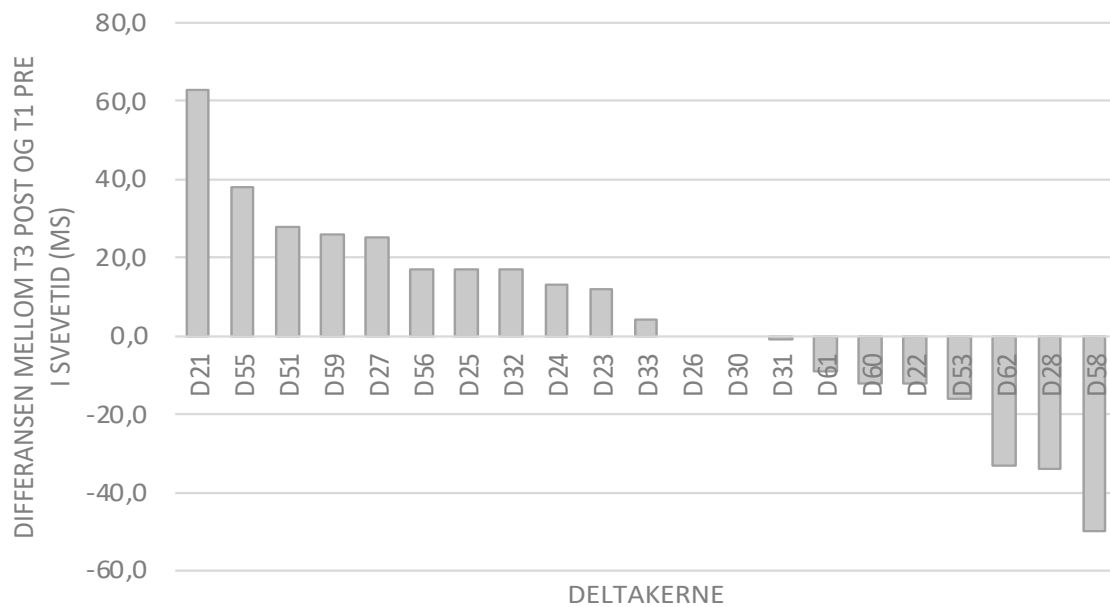
Figuren viser differansen mellom T3 post og T1 pre i RH (°)-antall grader for alle 21 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



Videre viste resultatene en triviell ikke statistisk signifikant endring i svevetid (Figur 4.9, $M = 4.4$, 95 % CI [-7.5, 16.3], $t(20)=0.777$, $p=0.446$, $d=0.16$) og hopp høyde (Figur 4.10, $M=0.2$, 95 % CI [-83.8, 1.3], $t(20)=0.454$, $p=0.655$, $d=0.09$), samt en liten ikke signifikant endring i rotasjonshastighet per sekund (Figur 4.11, $M=0.1$, 95% CI [-0.03, 0.24], $t(20)=1.516$, $p=0.145$, $d=0.33$).

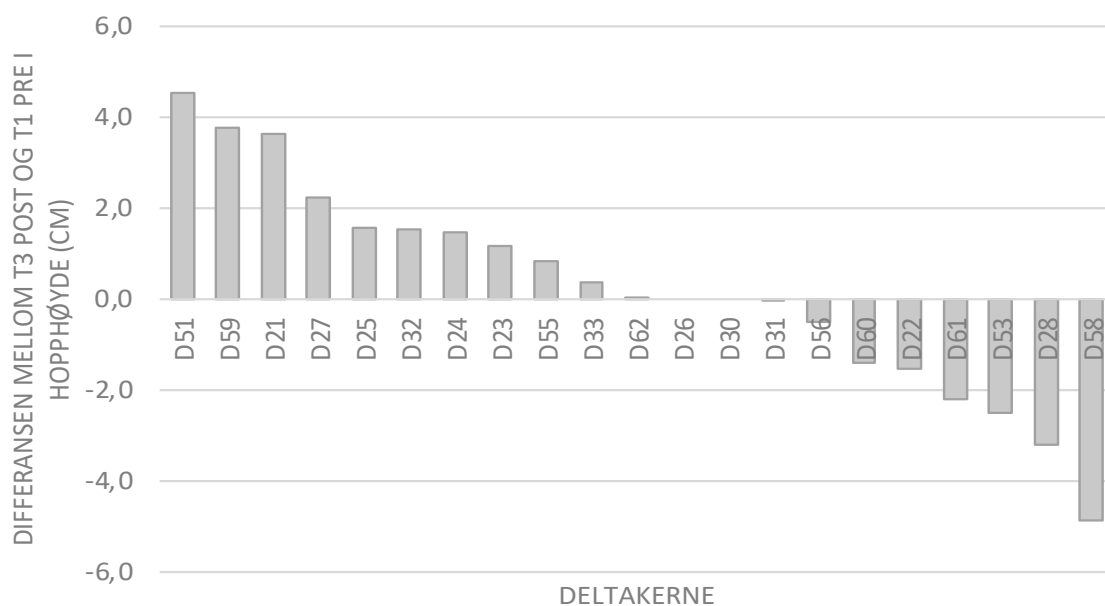
Figur 4. 7

Differansen mellom T3 post og T1 pre i svevetid (ms) for alle 21 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



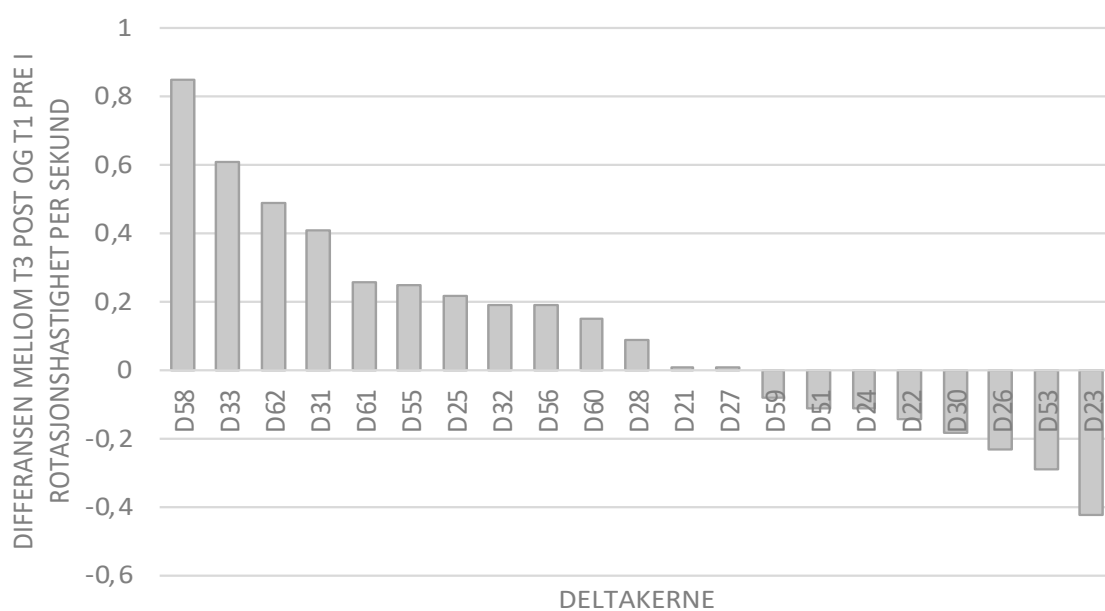
Figur 4. 8

Differansen mellom T3 post og T1 pre i hopp høyde (cm) for alle 21 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



Figur 4. 9

Differansen mellom T3 post og T1 pre i rotasjonshastighet per sekund (ω rot/s) for alle 21 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



Resultatene i svikthopp (CMJ) indikerte trivielle endringer i hopp høyde fra pretest T1 ($M=27.7 \pm 3.8$) til posttest T3 ($M=27.6 \pm 3.7$) og endringen var ikke signifikant ($M= -0.1$, 95% CI [-0.96, 1.15], $t(20)=0.184$, $p=0.856$, $d=-0.04$).

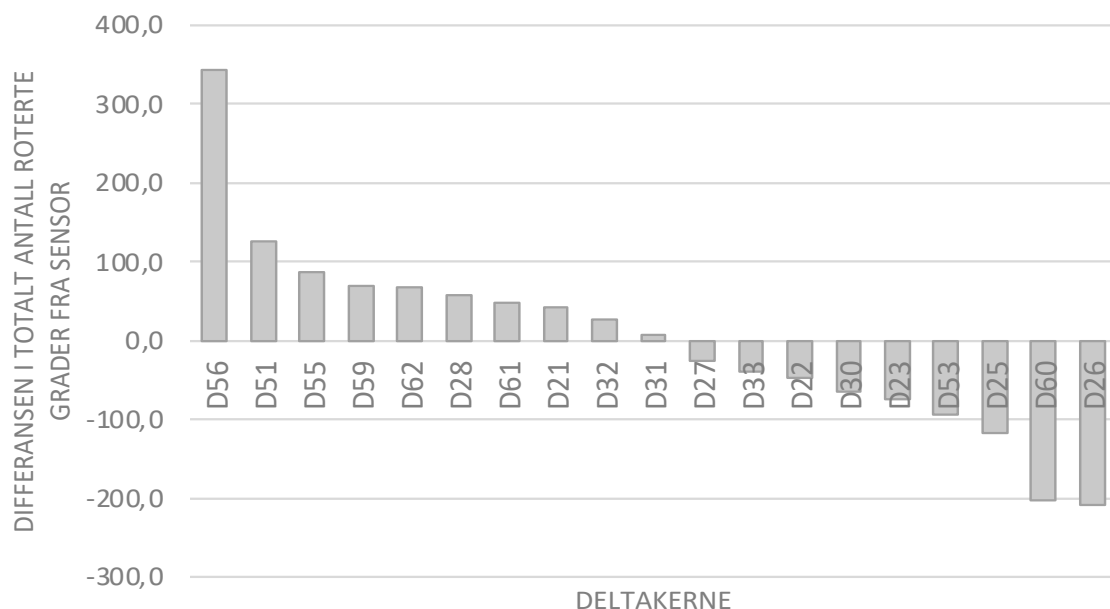
Hverken resultatene i RH høyde eller CMJ høyde viste statistisk signifikant endring mellom T1pretest og T3posttest hos deltakere. Hopp høyden i RH var 76.9 % og 77,9 % av hopp høyden i CMJ ved henholdsvis T1 og T3.

Data fra 19 av 21 deltakere var tilgjengelig til analyse. Av de 19 deltakerne med analyserbare data, viste 10 deltakerne en økning i totalt antall roterte grader fra sensor etter harness-trening. Ni deltakerne viste derimot negativ utvikling. Dette er illustrert i Figur 4.12.

Resultatene viste ikke statistisk signifikant endring ($M = -0.19 \pm 124.7$, 95% CI [-60.3, 59.9], $t(18) = 0.007$, $p = 0.995$, $d = 0.02$).

Figur 4. 10

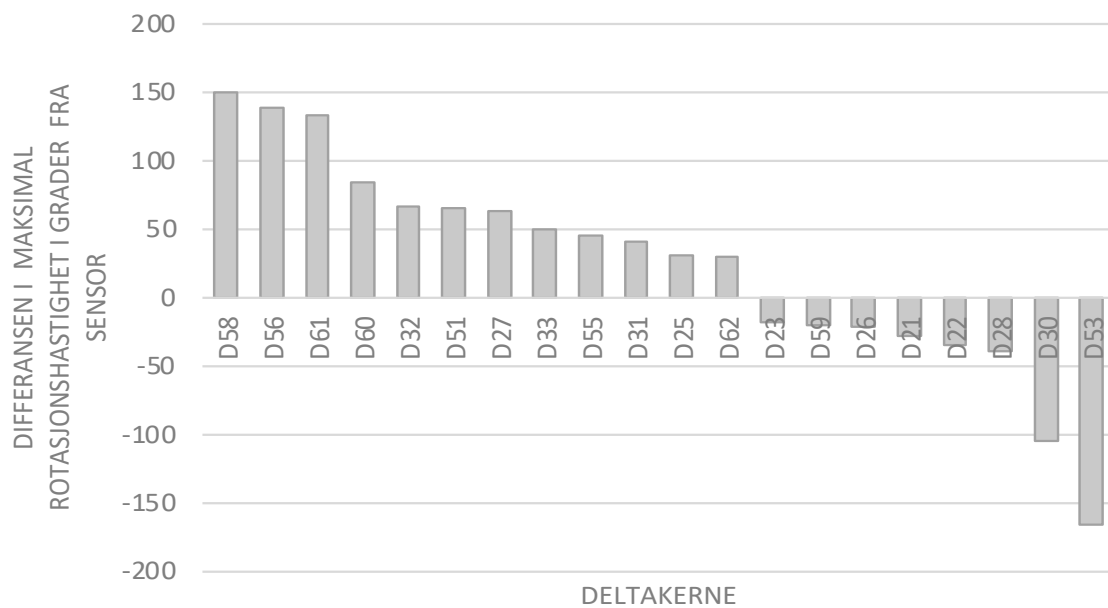
Differansen mellom T3 post og T1 pre i totalt antall roterte grader fra sensor for alle 19 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



Tolv av 20 deltakere viste forbedring i ω maks rotasjonshastighet ($^{\circ}/s$) fra sensor, mens åtte deltakerne viste negativ utvikling (Figur 4.13). Resultatene viste ikke statistisk signifikant endring ($M = 23.4 \pm 79.4$, 95% CI [-13.8, 60.6], $t(19) = 1.318$, $p = 0.203$, $d = 0.30$).

Figur 4. 11

Differansen mellom T3 post og T1 pre i maksimal rotasjonshastighet (%) fra sensor for alle 20 forsøkspersonene i sortert rekkefølge



4.5 Endringer etter intervensjonen (n = 10)

For å svare på problemstillingen: Hva skjer med eventuell treningseffekt etter fire uker når harness- treningen opphører? - ble en paret t-test benyttet.

Gjennomsnittsverdien for variablene: RH (°) antall roterte grader, ω rot/s - rotasjonshastighet per sekund og totalt antall roterte grader målt med sensor, var lavere ved T3 enn ved T2. For CMJ og de tre RH variablene: hopp høyde, svevetid og maksimal rotasjonshastighet fra sensor var gjennomsnitt verdien høyere, men ingen av endringene var signifikante (Tabell 4.3).

Tabell 4. 3

Endring etter fire uker uten harness trening. Resultater fra T2post og T3 post.

Gruppe 1 (n = 10)

Variabler	RH (°)	ω (rot/s)	Maks ω (°/s)	Hopp høyde (cm)	Svevetid (ms)	Totalt (°)	CMJ (cm)
Diff gj.sn	-6.6	-0.08	8.6	0.4	4.3	-18.7	0.6
SD	± 22.3	± 0.13	± 78.7	± 2.1	± 20.1	± 91.8	± 1.7
SE _m	7.0	0.41	24.9	0.7	6.3	29.0	0.5
p-verdi	0.373	0.083*	0.739	0.522	0.515	0.535	0.311

Notat. RH(°) – antall roterte grader, ω (rot/s) - gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund, maks ω - maksimal rotasjonshastighet i grader fra sensor, totalt (°) – totalt antall roterte grader fra sensor, CMJ – svikhopp. Diff gj.sn- differansen mellom to gjennomsnitt; SD – standardavvik; SE_m - standardfeilen til gjennomsnitt. P-verdi (Tosidig test); - tendens.*

4.6 Reliabilitet

Intraklassekorrelasjonskoeffisienten mellom alle variabler beregnet fra T1pre- og T2posttest indikerte god pålitelighet ($ICC=0.8$, 95% CI [0.7, 0.9], $F(21)=0.273$, $p<0.001$).

Graden av korrelasjon mellom to gjentatte målinger av samme variabel er presentert i (Tabell 4.4). Samvariasjon mellom ω (rot/s) og svevetid var svak $ICC = 0.018$. Det var også svak korrelasjon mellom totalt rotert grader fra sensor ($^{\circ}$) i pretest T1 og ω maks ($^{\circ}/s$) i posttest T2, $ICC=0.3$.

Tabell 4. 4*ICC- korrelasjon mellom variablene fra pretest T1 og posttest T2 (n = 22)*

	RH (°)	Hoppøyde	Svevetid	ω (rot/s)	CMJ (cm)	Totalt (°)	ω maks (°/s)
	T2	(cm) T2	(ms) T2	T2	T2	sensor T2	sensor T2
RH (°) T1	0.931	0.758	0.822	0.665	0.722	0.548	0.491
Hoppøyde (cm) T1	0.726	0.847	0.832	0.139	0.672	0.376	0.240
Svevetid (ms) T1	0.718	0.848	0.836	0.119	0.670	0.376	0.224
ω (rot/s) T1	0.594	0.237	0.018	0.804	0.372	0.362	0.453
CMJ (cm) T1	0.585	0.761	0.759	0.020	0.811	0.404	0.199
Total (°)sensor T1	0.650	0.565	0.552	0.392	0.338	0.211	0.029
ω maks(°/s) sensor T1	0.846	0.661	0.643	0.638	0.741	0.584	0.706

4.7 Variasjonskoeffisientanalyse (CV)

I tabell 4.5 presenteres variasjonskoeffisienten (CV) for RH-kinematiske variabler, samt CMJ. Sammenligning av CV verdier fra ulike datasett (T1pre, T2post og T3post) viser et bilde av spredningen innad i gruppen (CV_G). Variasjonen var størst i alle tre måletidspunkter i to variabler: hopp høyde (CV=21 %) og totalt antall grader fra sensor (CV=21.4 %).

Tabell 4. 5

Variasjonskoeffisienten (CV) i RH og CMJ

Variabler	RH (°)	Hopp høyde (cm)	Svevetid (ms)	ω (rot/s)	Maks ω (%/s)	Totalt (°)	CMJ (cm)
CV	16.3%	21.0%	10.4%	11.2%	10.7%	21.4%	13.4%
T1pre (n = 23)							
CV	15.0%	21.0%	11.0%	8.0%	12.1%	18.3%	13.4%
T2 post (n = 22)							
CV	13.0%	18.7%	9.3%	7.1%	10.6%	20.5%	13.3%
T3 post (n = 21)							

Notat. RH (°) – antall roterte grader, ω (rot/s) - gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund, maks ω - maksimal rotasjonshastighet (%/s) fra sensor, totalt (°) –totalt antall roterte grader fra sensor, CMJ – svikthopp. CV- variasjonskoeffisient.

4.8 Reliabiliteten og reproduserbarheten for RH målinger

Tabell 4.6 viser den gjennomsnittlige intra-individuelle variasjon for hver enkelt person (CV_w) i RH antall grader målt i T1, T2 og T3. Gjennomsnittlig CV_w var henholdsvis 3.3 %, 2.6 % og 3.0 % for tidspunktene T1, T2 og T3.

Tabell 4. 6

Gjennomsnitt (Gj.sn), standardavvik (SD), og variasjonskoeffisient (CV) av RH antall grader i de tre testene ved T1pre (n=23), T2post (n=22) og T3post (n=21) for hver av forsøkspersonene og samlet for gruppen (G)

ID	Gj.sn (SD)	CV (%)	Gj.sn (SD)	CV (%)	Gj.sn (SD)	CV (%)
	T1pre	T1pre	T2post	T2post	T3post	T3post
D22	803 (11.55)	1.4	767 (7.64)	1	753 (2.89)	0.4
D23	633 (5.77)	0.9	625 (5.00)	0.8	597 (2.89)	0.5
D24	672 (53.93)	8.0	670 (30.00)	4.5	702 (7.64)	1.1
D25	518 (7.64)	1.5	548 (5.77)	1.1	557 (22.55)	4.1
D26	703 (5.77)	0.8	723 (18.93)	2.6	662 (10.41)	1.6
D27	465 (26.46)	5.7	498 (25.24)	5.1	500 (17.32)	3.5
D28	543 (12.58)	2.3	550 (10.00)	1.8	482 (43.11)	8.9
D30	603 (11.55)	1.9	587 (35.12)	6	585 (0.00)	0
D31	577 (14.43)	2.5	580 (13.23)	2.3	635 (8.66)	1.4
D32	483 (23.09)	4.8	-	-	545 (13.23)	2.4
D33	400 (10.00)	2.5	420 (10.00)	2.4	488 (24.66)	5.1
D21	528 (35.47)	6.7	591 (28.51)	4.8	567 (43.68)	7.7
D51	657 (20.21)	3.1	696 (28.92)	4.2	688 (10.41)	1.5
D52	543 (27.54)	5.1	508 (16.07)	3.2	-	-
D53	627 (20.21)	3.2	567 (5.77)	1	550 (10.00)	1.8
D54	522 (20.21)	3.9	562 (28.43)	5.1	-	-
D55	587 (15.28)	2.6	640 (13.23)	2.1	632 (12.58)	2
D56	678 (2.89)	0.4	698 (7.51)	1.1	673 (49.33)	7.3
D58	435 (13.23)	3.0	502 (2.89)	0.6	478 (14.43)	3
D59	527 (14.43)	2.7	565 (8.66)	1.5	540 (10.00)	1.9
D60	673 (29.30)	4.4	694 (6.93)	1	693 (12.58)	1.8
D61	498 (20.82)	4.2	493 (17.56)	3.6	528 (20.21)	3.8

D62	660 (26.46)	4.0	696 (14.36)	2.1	653 (28.87)	4.4
Gj.sn (SD _G)	579 (97.20)	3.3 (1.9)	599 (89.62)	2.6 (1.6)	596 (81.54)	3.0 (2.5)
CV% Gr1	3.6%		2.5%		3.5%	
CV% Gr2	2.9%		2.8%		2.9%	

Notater. Alle deltakerne ble testet før intervensjonstart (T1 pretest) og etter 4 (T2 post) og 8 uker (T3 post), der gruppe 2 (ID nummer fra D22 til og med D33) var kontrollgruppe de første 4 ukene og gruppe 1 (ID nummer fra D51 til og med D62 inkludert D21) var «kontrollgruppe» de siste fire ukene.

5. Diskusjon

Formålet med denne studien var å dokumentere eventuelle kinematiske effekter av å inkludere «Pro-Motion Off Ice Harness System» i treningen til unge kunstløpere. I tillegg til å undersøke intervensjonseffekter for en gruppe på 21 utøvere, gjorde forskningsdesignet det mulig å kontrollere for systematiske endringer som ikke skyldtes intervensjon (kontrollgruppe Gr2 fra T1 til T2) og eventuell endring etter at intervensjonen opphørte (Gr1 fra T2 til T3).

Problemstillingene var:

1. Endres maksimalt antall roterte grader i rotasjonshopp etter fire ukers systematisk harness-trening for unge kunstløpere?
2. Skyldes en eventuell treningseffekt endring i rotasjonshastighet, hopp høyde, eller begge deler?
3. Hva skjer med eventuell treningseffekt etter fire uker når harness-treningen opphører?

Studiens hovedfunn var at det ikke ble funnet statistisk signifikante effekter i de kinematiske variablene for rotasjonshopp (RH), til tross for at 2/3 av deltakerne økte antall roterte grader etter intervensjonen (Figur 4.8), og at det innad i intervensjonsgruppe 1 (Gr1, intervensjon i uke 1-4), ble funnet en statistisk signifikant liten endring i maksimal rotasjonshastighet ($^{\circ}/s$) målt av sensoren (Figur 4.6). Videre viste kontrollgruppene ikke signifikante endringer hverken fra T1 til T2 eller fra T2 til T3, og hovedvariabelen antall roterte grader i RH, viste en variasjonskoeffisient på ca. 3 % innad i enkeltindivider og ca. 16 % mellom medlemmene i gruppen.

Til tross for at resultatene i de fleste undersøkte RH variablene ikke var signifikante ($p > 0.05$), er funnene likevel vel verdt å diskutere. Dataene peker i en bestemt retning, men det er ikke tilstrekkelig bevis for at denne retningen ikke kan skyldes tilfeldigheter.

5.1 Endringer i de kinematiske variablene for RH etter fire ukers harness-trening

5.1.1 Endringer etter intervensjonen for alle deltakerne

I denne delen diskuteres funnene fra postintervensjonstester for begge gruppene: resultatene fra T2 for Gr1 og resultatene for T3 for Gr2. Vi kunne ha valgt å benytte dataene fra rett før til rett etter intervensjonen, men utfordring med dette var at noen i kontrollgruppen Gr2 ikke ble testet på T2. Etter at begge gruppene gjennomførte en fire ukers treningsintervensjon med harness-systemet, viste resultatene en gjennomsnittlig positiv, men ikke signifikant endring på alle RH-variablene. Endringene mellom pre- og posttester viste forbedringer i alle RH-variablene hos 10-13 deltakerne, mens det viste en nedgang hos syv-åtte deltakere. (Figur 4.8- Figur 4.13). Interessant nok tilhørte de syv-åtte deltakerne Gr2 som fikk intervensjonen sist. De fikk harness-trening i desember, en måned preget av en del konkurranser og forberedelser til en juleoppvisning.

14 av 21 deltakerne økte antall roterte grader etter intervensjonen, selv om det ikke var signifikant endring. Endringer i antall roterte grader kan ses i sammenheng med hopp høyden, svevetiden og rotasjonshastigheten. En grunn til at man ikke observerte noen signifikant økning i antall roterte grader kan være at hverken rotasjonshastighet eller hopp høyde var utviklet og utnyttet maksimalt. Økningen i antall rotasjoner kan forventes når begge ovennevnte hopp-variablene er godt utviklet. Denne mulige forklaringen samsvarer med studien til Mazurkiewicz (2021) som undersøkte kinematiske og kinetiske variablene i RH og fant tydelige indikasjoner på at økningen i både rotasjonshastigheten og hopp høyden spiller en avgjørende rolle for RH antall roterte grader (Mazurkiewicz, 2021, s. 6). En annen studie (King et al., 2004) rapporterte at når hopp høyden ble sammenlignet mellom grupper av kunstløpere på forskjellige ferdighetsnivå, ble høyden en karakteristisk faktor. Høyden ble større hos kunstløpere som har mestret hopp med flere omdreininger (3,5 Aksel hopp) (King et al., 2004, s. 111).

Sammenligning av variasjonskoeffisienten (*CV*) for RH-kinematiske variablene fra ulike datasett (T1pre, T2post og T3post) viste stor variasjon i RH antall roterte grader (16,3 %), hopp høyde i RH (21 %) og totalt antall roterte grader fra sensor (21.4 %) (Tabell 4.5). Store variasjoner indikerer at det er stor spredning mellom deltakerne. I denne studien kan høy variasjonskoeffisient påvirke resultatene på ulike måter. Den kan skape en del usikkerhet rundt estimatene og kan gjøre det vanskelig å tolke resultatene. En høy variasjonskoeffisient

kan også gjøre det problematisk til å gjenkjenne effekter av intervensjonen som i sin tur gjør det vanskelig å generalisere funnene til andre populasjon.

5.1.2 Endringer innad i intervensjonsgruppe Gr1 og mellom gruppene

Som følge av fire uker med harness-trening ble det ikke funnet statistisk signifikante effekter i de fleste kinematiske variablene for rotasjonshopp (RH) innad i intervensjonsgruppe Gr1. Endringene innad i intervensjonsgruppe Gr1 viste gjennomsnitt differansen på $19.3^\circ \pm 44.4^\circ$ i antall roterte grader (Figur 4.1 venstre). Hverken svevetiden (Figur 4.2 venstre) eller hopp høyden (Figur 4.3 venstre) økte hos deltakerne, men vi kan se økningen i både rotasjonshastighet ω rot/s (Figur 4.5 venstre) og signifikant økning i maksimal rotasjonshastighet fra sensor 60.7 ± 72.4 (Figur 4.6 venstre) (for $n = 21$ var ikke endring i maksimal rotasjonshastighet fra sensor signifikant (Figur 4.13). Årsaken til endringene i antall roterte grader kan forklares ved endringene ved rotasjonshastigheten, og ikke nødvendigvis hopp høyden. Statistisk signifikant økning i ω maks rotasjonshastighet ($^\circ/s$) fra sensor kan muligens skyldes harness-treningen, der deltakerne forbedret rotasjonsposisjonen sin ved å oppnå en mer sentrert kroppsposisjon og bedre kontroll over treghetsmomentet. Dette resultatet kan være i samsvar med tidligere forskning (King et al., 2004, s. 119-122; King, 2005, s. 746-747). Kontroll på treghetsmomentet ble forsøkt å forbedre ved trening med harness-systemet. Ettersom det ikke ble funnet signifikante endringer er det ingen sikkerhet for å tro at det var harness-trening som skapte disse små endringene.

Fire ukers trening med harness-systemet førte til gjennomsnittlig økning i antall roterte grader på 19.3° i intervensjonsgruppe. Kontrollgruppen som hadde vanlig trening uten tilgang til harness viste en økning i antall roterte grader på 8° (Figur 4.1). Mulig forklaring på større økningen i antall roterte grader hos intervensjonsgruppe kan være økning i rotasjonshastigheten, mens økningen i antall roterte grader hos kontrollgruppen kan forklares med økningen i hopp høyden og svevetiden. Disse forklaringene kan samsvare med tidligere studier som også har studert kinematiske variabler i kunstløpshopp (King et al., 1994, s. 57-59; Mazurkiewicz, 2021, s. 5; Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 87).

Som er nevnt ovenfor viste intervensjonsgruppe (Gr1) gjennomsnittlig større endringer i rotasjonshastighet per sekund - ω (rot/s), totalt antall roterte grader fra sensor og maksimal rotasjonshastighet ($^\circ/s$) fra sensor. Endringene i svevetiden og hopp høyden var derimot større

i kontrollgruppen (hhv Figur 4.2 høyre bilde og Figur 4.3 høyre bilde). Forklaringen på at deltakerne fra intervensjonsgruppen viste endringer i antall roterte grader og ikke høyde, kan være at trening med harness var først og fremst rettet mot forbedring av rotasjonshastigheten og ikke sats komponenten som kreves for å produsere vertikal hastighet (høyde).

Drøftingene som har blitt presentert må tolkes med forsiktighet. Det ble observert veldig svak intraklassekorrelasjonskoeffisienten ICC mellom ω maks rotasjonshastighet fra sensor, ω (rot/s) og de andre variablene (Tabell 4.4). I tillegg til dette ble det registrert relativt store variasjoner (CV) i RH ($^{\circ}$), hopp høyde, svevetid og rot/s ved pre- T1 og post- T2 resultatene (Tabell 4.5), noe som bør vektlegges i tolkningen av funnene i denne studien.

5.1.3 Funn etter fire uker når harness-trening opphørte

Fire ukers periode uten bruk av harness-trening førte ikke til signifikante endringer i de kinematiske variablene for rotasjonshopp (RH). Det ble registrert reduksjon i RH antall roterte grader; ω (rot/s) og maks rotasjonshastighet ($^{\circ}/s$) fra sensor (Tabell 4.3). Økningen etter intervensjonen i gjennomsnitt var 18-19 grader og reduksjonen etter opphør av harness-trening var 6-7 grader. Hovedvariabelen antall roterte grader viste CV på 3 % innad i enkeltindivider. 3 % av ca. 600 grader tilsvarer ca. 18 grader. Dette betyr at den systematiske forbedringen etter intervensjonen i størrelsesorden er lik variasjonen man kan forvente fra hopp til hopp.

Det ble også observert tendens til signifikant endring i variabelen ω (rot/s), $p = 0.083$. Hopp høyden i RH, svevetid og høyden i CMJ viste derimot liten positiv, men ikke signifikant endring. Ettersom deltakerne ikke viste store forbedringer i de fleste RH variablene etter intervensjonsperiode var det ikke overraskende at fire ukers perioden uten harness-trening førte til ubetydelige endringer.

5.2 Metodiske betraktninger

5.2.1 Studiedesign

I denne studien ble det benyttet et cross-over-design som gjorde at alle utøvere fikk mulighet til å gjennomføre intervensjonen. Dette designet ble positivt mottatt av både deltakerne og deres foresatte, ettersom alle utøvere fra samme treningsmiljø fikk delta og ble ivaretatt.

I denne studien har vi møtt to organisatoriske utfordringer. Den første utfordring var knyttet til testgjennomføringen og selve intervensjonen som var vanskelig å tilpasse deltakernes daglige timeplan med både skole og trening. Å gjennomføre tre datainnsamlinger, hvor hver innsamling ble utført over to kvelder, viste seg å være krevende for alle involverte. Det var også mulig at den lange dagen før testgjennomføringen kunne ha påvirket deltakernes fysiske og psykiske tilstand og dermed muligens test resultater. Det var dessverre vanskelig å gjøre noe med denne utfordringen. Den andre utfordringen var knyttet til prosjektgjennomføringens tidsperiode som kolliderte med konkurranseperioden i kunstløp. Spesielt desember var preget av både konkurranser og forberedelser til klubbens juleoppvisning. Gr2, som gjennomførte intervensjonsperioden i desember, viste en nedgang i de fleste RH variablene (Figur 4.8 – Figur 4.13, deltakerne ID fra ID22 til og med ID33). Det kan spekuleres i om en mulig sammenheng mellom denne travle perioden for deltakerne fra Gr2 og deres resultatnedgang.

5.2.2 Studieutvalg

Deltakerne fra denne studien viste stor vilje til å tilpasse sin treningsplan for å kunne delta i treningen med harness-systemet. Imidlertid var utvalgsstørrelsen en svakhet i studien, da det totale antallet deltakere var relativt lite med bare 21 utøvere. Utvalget var ikke tilfeldig, da vi måtte inkludere deltakere som oppfylte studiens kriterier. Et lite utvalg kan føre til større ustabilitet i statistiske estimater, som for eksempel gjennomsnitt, standardavvik og korrelasjoner. Det kan påvirke statistisk signifikans og kan gjøre det vanskelig å oppdage små forskjeller mellom gruppene eller variablene. Dette kan også føre til feilaktige konklusjoner om årsakssammenhenger eller til mindre pålitelige konklusjoner. Baumgartner (2016) påpekte at en liten utvalgsstørrelse kan påvirke korrelasjonskoeffisienten. Det er relativt enkelt å oppnå ekstremt høye eller lave korrelasjonskoeffisienter med en liten gruppe (Baumgartner, 2016, s. 76;81-82).

Det er vanlig å ha lite utvalg i studier som er lik den foreliggende studie. Alle studier som ble referert til i denne oppgaven hadde et lite utvalg. Dette kan skyldes at studier innenfor kunstløp er både tids- og resurskrevende. Til tross for lite antall deltakerne vil flere små studier til sammen kunne avdekke det sanne bildet.

5.2.3 Treningsintervensjonen

Ved pretest var det tydelig at flere av studiedeltakerne ikke mestret teknisk utførelse av hopprotasjonsbevegelse. Hoppene var preget av ustabilitet og stor variasjon som kan forklares med dårlig kroppslig kontroll og koordinasjon. Videoanalysen av RH fra pretest viste at mange deltakerne hadde betydelig horisontal forflytning mellom sats og landing (Figur 3.2 i Metode-delen). Denne forflytningen hadde negativ påvirkning på rotasjonsentrering og høyde som i sin tur påvirket rotasjonshastighet og antall roterte grader. Disse funnene samsvarer med tidligere forskning av Mapelli et al., (2020) som påpekte at rotasjonsposisjon bør være godt sentrert og uten translasjonskomponent (horisontal bevegelse) (Mapelli et al., 2013, s. 1103).

I forskningslitteraturen presiseres at forholdet mellom retningen til spinn og kroppens lengdeakse bør være samkoordinert og rettet mot hoppretning (Knoll & Hildebrand, 1998, s. 218). Ettersom hoppretningen i RH har kun vertikal komponent, bør armene svinge rundt rotasjonsakse i pre-satsfasen og beina må samtidig skyve kroppen rett opp. Dette er illustrert i bildeserier fra teori delen (Figur 2.1; 2.2; 2.3 og 2.4). På bildene utfører en deltaker fra den foreliggende studien RH med maksimalt antall roterte grader. Utøverens føtter ved satsposisjon og ved landing etter hopputførelsen befinner seg rett i sentrum av sirkelen (1080 Map). Dette er en eksemplarisk teknisk hopputførelse der utøveren bruker kraften fra beina for å hoppe direkte opp og bruker armene for å skape spinn. Denne tekniske utførelsen av RH kan refereres til Newtons 2. lov for roterende objekter. Summen av alle dreiemomentene som har samme retning (om rotasjonsakse) vil føre til en økning i vinkelakselerasjon (McGinnis, 2020, s. 192).

Når intervensjonen med harness-systemet startet var det åpenbart at horisontal forflytning i RH var det største hinderet ved harness-trening. Siden flere av studiedeltakerne var teknisk uerfarne og ukjente med harness-trening fra før, ble mye tid av intervensjonsperioden brukt til å venne seg til nytt utstyr og å rette hopprotasjonsteknikken. Ettersom deltakerne hadde utfordringer med samkoordinering mellom arm og bein bevegelser måtte en del justeringer til

for å hjelpe utøverne å oppnå kroppsposisjonen med bedre sentrering. Da ble Bernstein-modellen benyttet (Schmidt & Lee, 2020, s. 420). For å redusere eller «fryse» overflødige bevegelser fikk utøverne anbefaling om å enten plassere armene tett mot brystkassen eller å holde i harness stroppene. En slik justering viste seg å ha hjulpet utøverne å frigjøre oppmerksomheten fra armbevegelser og konsentrere kun på bein bevegelser ved pre-og satsfasene. Redusering av kompleksitet bidrog til mer sentrert rotasjonsposisjon, samtidig rotasjonshastigheten ble redusert betydelig på grunn av redusert dreiemoment. Etter hvert som deltakerne forbedret kroppsposisjonen, kunne armene bli mer involvert i rotasjonsbevegelsen. Økningen i frihetsgrader med flere involverte ledd i bevegelsen bidrog til raskere rotasjon.

Vi kan anta at fire ukers treningsperioden var den kognitive tilvenningsfasen for de fleste deltakerne. Antakelsen er basert på Fitts og Posner sin tre-steg-modell som beskriver innlæringsprosessen der deltakerne gjennom flere repetisjoner og bearbeiding av tilbakemeldinger skaper seg «et tydelig og presist bilde av ferdigheten» (Gjerset et al., 2015, s. 511; Magill & Anderson, 2021, s. 280). Både Fitts / Posner og Bernstein påpekte i sine læringsmodeller at utøverne trenger mye repetisjon og tid for at bevegelsen læres fullt og blir automatisert slik at den kan utføres med høy hastighet og presisjon (Magill & Anderson, 2021, s. 281; Schmidt & Lee, 2020, s. 420). Til tross for at deltakerne i stor grad gjennomførte den mengden trening de skulle: 87.3 minutter av ca. 100 planlagte, ble halvparten av tiden brukt på tekniske justeringer i RH og for å øve på RH teknikk med lavere rotasjonshastighet, og ikke til å kontrollere treghetsmomentet. Det er godt mulig at utøverne kunne oppnådd bedre prestasjoner i rotasjonshopp om studiens varighet kunne økes eksempelvis til åtte uker.

Det er vanskelig å finne svar på hvor mye trening må til for å mestre teknisk ferdighet eller kunne få endringer i teknikk. «Mengdetrening er en nødvendig – men på ingen måte tilstrekkelig – forutsetning for utvikling av ekspertise. Det vi ser gang på gang at overdreven trening lett fører til frafall, skader, overtrening og utbrenthet» (Sigmundsson, 2020, s. 95). Hvor mange repetisjoner hver utøver trenger vil også være avhengig av utøverens idrettsligspesifikke erfaring. Det kan tenkes at utøverne med mer kunstløp hopptreningserfaring trenger mindre tid for å lære nye tekniske ferdigheter eller forbedre teknikken. Samtidig ble i denne studien observert at noen av deltakerne som allerede på pretest hadde veldig høy rotasjonshastighet/et minimalt treghetsmoment viste ikke forbedringen etter intervensjonen. Grunnen til dette kan være at ferdigheten til disse deltakerne ble allerede automatisert og derfor ble prestasjonsforbedringer langsommere. Mer

tid og individuell tilpasset stimulerende treningsopplegg vil være nødvendig for å oppnå forbedringer (Gjerset et al., 2015, s. 511).

5.2.4 Andre faktorer som kan ha påvirket resultatene

Enda en mulig forklaring på studienes resultater kan være knyttet til menneskelig faktor. Bjørndal og Hofoss (2004) påpekte at alternativ forklaring «kan skyldes en faktor som lurer i bakgrunnen (Bjørndal & Hofoss, 2004, s. 36). Det betyr at andre faktorer kan spille inn og forvirre tolkningene av resultatene. En slik forvirrende faktor kan være tilknyttet masterstudenten som hadde ansvar for intervensjonsgjennomføring. Harness-systemet var designet slik at masterstudenten måtte hjelpe utøveren opp i luften (svevet) for å trene på rotasjonshopp. Utøverens sats måtte samkoordinere med masterstudentens bevegelser for å løfte utøveren opp. Som regel bruker kunstløpere 0.2 - 0.33 sekunder i RH satsfasen (King, 2005, s. 748; Mazurkiewicz, 2021, s. 4-5). Det vil si at tiden er for kort som gjør det veldig vanskelig til å treffe det øyeblikket utøveren forlater underlaget. De gangene bevegelser til utøveren og masterstudenten ikke var synkroniserte, ble utøverens rotasjon forstyrret.

5.2.5 Etske vurderinger ved bruk av harness-systemet

Det ble observert deltakernes tilvenning til rotasjonsbelastninger i løpet av fire ukers intervensjonsperioden. Hvis i starten av intervensjonsperioden opplevde flere deltakere svimmelhet ved harness-trening og måtte vente lenge mellom forsøkene før svimmelheten opphørte, ble deltakerne mer robuste til å tåle rotasjonsbelastningene i slutten av intervensjonsperioden. Det ble observert økning av antall repetisjoner fra 20 i starten av treningsperioden til 30 på slutten. Antall repetisjoner i løpet av ti minutters treningsøkt med harness ble bestemt av deltakerne selv.

Disse observasjonene kan refereres til tidligere studien (Alpini et al., 2009) som bekreftet vestibulær tilvenning/adaptasjon til gjentatte rotasjonsstimuleringer hos kunstløpere. Forskerne mente at adaptasjon til rotasjonsbevegelser gir grunnlag til vestibulær trening som kan være viktig for å forbedre prestasjoner (Alpini et al., 2009, s. 133). Samtidig er det noen uklare aspekter ved rotasjonsbevegelser i kunstløp og dens innvirkning på utøverens fysiske tilstand (svimmelhet, kvalme, hodepine) (Wang et al., 2015, s. 133). Etersom deltakerne i den foreliggende studien hadde trening med harness-systemet i tillegg til treningsøkter på isen der de trente på rotasjonshopp og piruetter, kan vi være litt kritiske til belastninger deltakerne var

utsatt for med ekstra rotasjonstrening. Grunnet organisatoriske begrensninger var det vanskelig å samkjøre treningsopplegg på isen med treningsintervensjon med harness. Deltakerne i denne studien har ikke rapportert noen negative reaksjoner i etterkant av treningsintervensjon med harness-systemet.

5.2.6 Målemetoder

Fordelen med denne studie var at det ble brukt flere målemetoder for å samle data om de kinematiske RH-variablene (se metode). IMU (Inertial Measurement Unit)-sensor har blitt mye brukt i flere idretter de siste 10-15 årene, og er også blitt brukt i flere studier innenfor kunstløpsforskning for å måle kinematiske variablene av ulike kunstløpshopp (Bruening et al., 2018; Mazurkiewicz, 2021; Yuchen et al., 2020). I denne studien ble «Trigno™ Avanti Research+ System» (Delsys, 2022) benyttet for å måle totalt antall roterte grader og maksimal rotasjonshastighet. Variabelen totalt antall roterte grader ble, i tillegg til data fra sensoren plassert på torso (Figur 3.4, sensor1), målt med video og matte med markert gradskive. Så vidt vi vet ble matte med markert gradskive for å måle antall roterte grader brukt for første gang.

Målingene av totalt antall roterte grader fra sensor viste alltid større verdier enn målingene som ble registrert ved hjelp av video. Variabelen antall roterte grader målt med video og markerte gradskive viste gjennomsnittlig differansen på $19.3^{\circ} \pm 44.4^{\circ}$ i antall roterte grader (Figur 4.1), Cohen's $d = 0.43$. Den samme variabelen målt med sensoren viste gjennomsnittlig differansen på $118.8 \pm 236^{\circ}$, Cohen's $d = 0.50$ (Figur 4.7). Gjennomsnittet viser systematisk forskjell. Standardavvik er mye høyere fra sensoren- det ligger nok noen feilmålinger fra sensoren her. Forskjellen på nesten $100^{\circ} \pm 191.6$ mellom disse målingene kan forklares ved at sensoren registrerte antall roterte grader i overkroppen, mens videoen ble tatt ved fotsposisjonen ved landing. Altså, dersom overkroppen fortsetter å rotere litt mer etter landing vil det kunne registreres av sensoren. I denne studien kunne vi stole mer på den manuelle metoden (video og gradskive) der målingene ble tatt ved fotsposisjon. Den «automatiske» målingen med sensor var forenklet og algoritmen må forbedres for å utelukke feil.

Det er mulig at fotsensor kunne gitt mer nøyaktige målinger. Tidligere studie (Mazurkiewicz, 2021) som har brukt fotsensoren i tillegg til torsosensor for å måle antall roterte grader i RH

viste at fotsensoren ga pålitelig informasjon om antall roterte grader i RH og plasseringen på foten er relevant siden man i konkurransesituasjon bedømmes ut fra antall roterte grader landingsposisjonen til foten (International Skating Union, 2023; Mazurkiewicz, 2021, s. 4). Den samme tilnærmingen ble planlagt i den foreliggende studien. Benyttet sensor kunne derimot bare registrere rotasjonshastighet på maksimalt 2000°/s (Delsys, 2022), noe plasseringen på foten viste seg å overskride og data fra fotsensoren ble derfor ekskludert fra dataanalysen. En kombinasjon av sensorene ville trolig vært hensiktsmessig, da fotsensoren muligvis registrerer landingstidspunktet tydelig. Dette ble derimot ikke utforsket nærmere i denne studien.

Studien forsøkte å gjennomføre datainnsamlingen på mest mulig troverdig måte. Det var likevel noen utfordringer som er verdt å merke seg. Målingene av hopp høyde og svevetid i CMJ og RH ble gjort ved hjelp av kameraet på en iPhone 12 Pro med applikasjonen «My Jump 2» installert. Flere studier har rapportert at My Jump/My Jump 2 er et gyldig og pålitelig verktøy for å måle hopp høyde (Balsalobre-Fernández et al., 2015, s. 1578; Bogataj et al., 2020, s. 9). Vi prøvde å være veldig nøye med målingene, men hadde utfordringer med å finne starttidspunktet før svevet i både CMJ og RH helt nøyaktig. Samme testleder analyserte alle videoene, men usikkerheten er trolig større på RH enn på CMJ, fordi personene pre-roterte mye før skoen forlot bakken, noe som gjorde det vanskelig å se nøyaktig starttidspunktet. Feil starttidspunktet før svevet vil påvirke svevetiden og dermed resultatene i hopp høyde. Hverken resultatene i RH høyde eller CMJ høyde viste statistisk signifikant endring mellom T1 pretest og T3 posttest hos deltakerne. Hopp høyden i RH var 76.9 % og 77,9 % av hopp høyden i CMJ i henholdsvis T1 og T3. Det ble ikke funnet tidligere rapportert data om dette, men variabelen kanskje kan være en interessant variabel å sammenligne med andre grupper av utøvere på ulike nivåer.

En annen utfordring var knyttet til målinger av antall roterte grader med video og parallellinjal (Figur 3.3). Videoene ble kontrollert nøye både ved testing og etter testing. Likevel kan man ikke være absolutt sikker med denne målemetoden, fordi en liten feil plassering av parallellinjal fort kunne vise avvik på 3-5 grader. Man kunne benytte flere testledere til å analysere dataene i etterkant for å bedre troverdigheten, men det er tidkrevende og vurdert som ikke nødvendig/ikke vel anvendt tid for en masteroppgave.

5.3 Reliabilitet og validitet

Ifølge Baumgartner (2016) vil tre faktorer påvirke reliabiliteten: 1. testpersoner kan prestere ulikt på ulike testtidspunkter, 2. måleinstrumentet kan fungere eller anvendes annerledes, 3. personen som administrerer målingene kan endres (Baumgartner, 2016, s. 92). Styrken med denne studien var at både testansvarlige og treningsintervensjonsansvarlig har ekspertise og erfaring innenfor benyttet testutstyr og på kunstløpteknisk område.

Deltakernes prestasjon var en stor usikkerhet grunnet deltakernes ulike fysiske og/eller psykiske (motivasjon) tilstand på de ulike testtidspunktene. Disse faktorene var utenfor veileders og masterstudents kontroll. Ved at målingene i studien ble utført med de samme måleinstrumentene som ble kalibrert og kontrollert av de samme personene, veileder og masterstudent, hadde studien forsøkt å gjennomføre datainnsamlingen på en troverdig måte.

Det ble også prøvd å oppnå høy pålitelighet og en stabil datainnsamling ved å gi deltakerne god informasjon og opplæring i tester og testprosedyrer. Baumgartner (1969, referert i Baumgartner, 2016) påpekte at testresultatene ikke kan være stabile hvis deltakerne ikke har hatt tidligere erfaring /eller opplæring med testen før de ble målt (Baumgartner, 2016, s. 93).

Reliabiliteten i denne studien ble undersøkt både ved å analysere test-retest korrelasjon og ved å studere intra-individuell variasjon. Test-retest korrelasjon i den foreliggende studien indikerte god pålitelighet ($ICC = 0,8$). Vi kan ikke akseptere noe som pålitelig hvis reliabilitetskoeffisient er lav (Baumgartner, 2016, s. 105). Graden av korrelasjon mellom to gjentatte målinger av samme variabel er presentert i Tabell 4.4. Den tabellen viser svært dårlig korrelasjon mellom totalt antall roterte grader målt med sensoren på T1 og T2, noe som tyder på en eller flere målefeil (se tidligere diskusjon av mulig årsak til forskjellig antall grader rotert ifølge video og matta vs. sensor).

De to variablene gjennomsnittlig rotasjonshastighet per sekund ω (rot/s) og maksimal rotasjonshastighet ($^{\circ}/s$) fra sensor skapte stor usikkerhet. Analysen viste svak korrelasjon (ICC) mellom de to ovennevnte variablene og fire andre variabler (hopp høyde, svevetid, CMJ og totalt antall roterte grader fra sensor) (Tabell 4.4). Mulig forklaring på dette kan være at denne studien hadde lite utvalg. Det at liten utvalgsstørrelsen kan påvirke

korrelasjonskoeffisienten var nevnt tidligere i dette kapittelet (Baumgartner, 2016, s. 76;81-82).

Analyse av variasjonskoeffisienter (CV) er en annen måte å vurdere målingspåliteligheten på (se resultat kapitlet, Tabell 4.5). Sammenligningen av koeffisienter mellom variablene viste hvilke variabler gruppa varierte mer eller mindre innen, og en sammenligning av variasjonskoeffisienten (CV) fra ulike datasett (T1pre, T2post og T3post) kunne potensielt ha avdekket åpenbare feil i datasettet. Hovedvariabelen, antall roterte grader i RH (CV 13-16 %) viste noe høyere variasjon innad i gruppa enn variablene svevetid, maksimal rotasjonshastighet og hopp høyde i CMJ, men mindre enn variablene som hadde størst: hopp høyden i RH (CV = 21 %) og totalt antall roterte grader fra sensor (CV = 21.4 %). Begge variablene kan ha noe usikkerhet knyttet til målingene (se tidligere i diskusjon).

Intra-individuell variasjonskoeffisienten (innad i forsøkspersonene) for hovedvariabelen på en og samme testdag var mellom 2.5 % til 3.6 % for hver forsøkspersonene fra Gr1 (deltakere fra D51 til D62 inkl. D21). For Gr2 lå gjennomsnittlig CV mellom 2.8 % og 2.9 % (Tabell 4.6). Med om lag 600 grader rotasjon gir det en variasjon mellom hopp på i størrelsesorden rundt 18 grader. Variasjonskoeffisient i begge gruppene anses som er relativt lav grad av variasjon i dataene og kan bety at målingene i antall roterte grader var stabile, nøyaktige og pålitelige.

Validitet referer til testens forsvarlighet eller hensiktsmessighet for å måle det den er designet for å måle (Weir & Vincent, 2021, s. 3). Gjennom planleggingen og gjennomføringen ble det forsøkt å ivareta kvalitet ved målingene. Validiteten i studien ble styrket ved at vi brukte standardiserte metoder og validerte måleinstrumentene ved datainnsamlingen (Delsys, 2022; seca, 2023; Tanita MC-980, 2023). Måle metodene og måleinstrumentene ble nøye vurdert før det ble bestemt at disse skulle brukes for å undersøke studiens hoved-variabel rotasjonshopp (RH). Studien har høy intern validitet, det vil si at vi undersøkte det vi ønsket å undersøke (Weir & Vincent, 2021, s. 10). Samtidig hadde studien lav ekstern validitet. Funnene kunne ikke si noe om gyldighet i andre populasjoner.

5.4 Praktisk betydning av studien og videre forskning

Denne studien var den første (ut fra masterstudentens kjennskap) studien som undersøkte effekter av å inkludere harness-systemet på kinematiske variabler i rotasjonshopp (RH) til unge kunstløpere. Studien ga viktig innsikt i hvordan harness-systemet kan brukes til å forbedre tekniske ferdigheter hos kunstløpsutøvere og kan bidra med nyttig kunnskap relatert til læring av hopp med flere omdreininger ved hjelp av harness-systemet. Selv om studiens resultater ikke viste statistisk signifikante endringer ved bruk av harness-systemet, ble det observert en del positive tegn på deltakernes utvikling i ulike deler av rotasjonshopp bevegelsen.

Harness-trening kan være et nyttig verktøy for å hjelpe kunstløpere i de tidligere stadiene av å lære flerrotasjonshopp. Observasjoner fra studien indikerer at harness-systemet kan bidra til å forbedre alle hoppfasene i RH, særlig rotasjonssposisjonen i svev-fasen. Utøvere kan praktisere biomekaniske prinsipper som dreiemoment og treghetsmoment i trygge omgivelser uten frykt for å falle. Ved hjelp av harness-systemet kan utøverne forbedre kroppskoordinasjon og rotasjonssposisjon. Dersom harness-systemet forlenger tid i svev-fasen, kan utøveren få mulighet til å justere kroppssposisjonen og eksperimentere med treghetsmomentet for å oppnå ulik rotasjonshastighet. Erfaringen fra gjennomført studie viste at før harness-systemet ble tatt i bruk for å øve på rotasjonshopp, bør utøverne ha lært riktig hopp teknikk. Uerfarne utøvere bør få mulighet til å ha en tilvenningsperiode for å forberede seg til bruk av harness-systemet. Tilvenningsperioden bør inkludere øvelser som forbedrer kroppskoordinasjon og hopp teknikk med sentrert rotasjonssposisjon uten horisontal forflytning. Det burde forskes videre på målinger av horisontal forflytning i hoppene for å dokumentere hvordan forflytningen kan påvirke rotasjonshastighet og hopp høyde.

Det kan tenkes at inkludering av harness-systemet i kunstløpstrening kan redusere overbelastninger og ha skadeforebyggende effekt. Utøveren gjør vanligvis mange hoppforsøk i løpet av en treningsøkt og kan oppleve store landingsbelastninger ved hopp. Forskning viser at landingsbelastningen kan være syv til åtte ganger større enn kunstløperens egen kroppsvekt, og dette skjer i løpet av en kort tidsperiode på 50-125 millisekunder. Belastningene blir større når hopp høyden og antall rotasjoner i luften økes (Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, s. 83), (Bruening & Richards, 2006, s. 289; Lockwood et al., 1995). Harness-systemet har spesiell vektreduserende mekanisme som kan gi mulighet til treneren å bremse utøverens landing uten at utøveren påfører kroppen store belastninger. Derfor kan inkludering av harness-system

både på barmark og på isen ha skadeforebyggende effekt. Det trenges mer forskning på dette området for å avklare mulig effekt.

Det er behov for mer forskning på hvordan harness-trening kan påvirke rotasjon i utføring av kunstløpshopp. Fremtidige studier som skal undersøke effekten av å inkludere harness-systemet bør ha større utvalg, inkludere kunstløpsutøvere med ulik grad av teknisk nivå og ha lengre studievarighet som er bedre samkjørt og implementert i forsøkspersonenes treningsplan. Det bør gjerne prøves et annet studiedesign med kontroll og intervensjonsgrupper, med kun to måletidspunkter (pre-og posttest) for å gjøre det lettere organisatorisk.

Forslag til videre forskning er å undersøke kinetikken- kraftplattform, aller helst med krefter i tre retninger for å analysere hva som skjer i satsen samt forbedring av algoritme og automatisering av antall roterte grader basert på sensor. Det hadde også vært interessant for videre forskning å teste akutte effekter ved bruk av harness-systemet, eksempelvis å måle rotasjonshastigheten ved hjelp av sensorene, mens kunstløpere utfører rotasjonstrening. Dette kunne hjulpet å justere teknikken for å forbedre rotasjonshastighet, mens utøverne bruker harness-systemet.

6. Konklusjon

Hensikten med denne studien var å besvare følgende problemstillingene:

1. Endres maksimalt antall roterte grader i rotasjonshopp etter fire ukers systematisk harness- trening for unge kunstløpere?
2. Skyldes en eventuell treningseffekt endring i rotasjonshastighet, hopp høyde, eller begge deler?
3. Hva skjer med eventuell treningseffekt etter fire uker når harness- treningen opphører?

Til tross for at gjennomsnittlig endring gikk i forventet retning og noen indikasjoner på at maksimal rotasjonshastighet er en viktig variabel, var ti minutter harness-trening, tre ganger i uken i fire uker for 21 unge kunstløpere ikke nok til å avdekke systematiske kinematiske endringer i rotasjonshopp. Det ble heller ikke observert noen endringer i kinematiske variablene i RH etter fire uker når harness-trening opphørte.

Referanser

- 1080 Map, M. (2023). *1080 Map, TM. Movement Assessment Profile*. Hentet 13.04.23 fra <https://1080motion.com/about-1080-motion/#toggle-id-1>
- Albert, W. J. & Miller, D. I. (1996). Takeoff characteristics of single and double axel figure skating jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(1), 72-87. <https://doi.org/10.1123/jab.12.1.72>
- Alpini, D., Botta, M., Mattei, V. & Tornese, D. (2009). Figure ice skating induces vestibulo-ocular adaptation specific to required athletic skills. *Sport sciences for health*, 5(3), 129-134. <https://doi.org/10.1007/s11332-009-0088-4>
- Balsalobre-Fernández, C., Glaister, M. & Lockey, R. A. (2015). The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance. *J Sports Sci*, 33(15), 1574-1579. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.996184>
- Baumgartner, T. A. (2016). *Measurement for evaluation in Kinesiology* (Ninth edition. utg.). Jones & Bartlett Learning.
- Bjørndal, A. & Hofoss, D. (2004). *Statistikk for helse- og sosialfagene* (2. utg.). Gyldendal akademisk.
- Bogataj, S., Pajek, M., Hadzic, V., Andrasic, S., Padulo, J. & Trajkovic, N. (2020). Validity, Reliability, and Usefulness of My Jump 2 App for Measuring Vertical Jump in Primary School Children. *Int J Environ Res Public Health*, 17(10), 3708. <https://doi.org/10.3390/ijerph17103708>
- Britton, R. K., Meyer, M. A., Duoos, B. A. & Zerlin, A. K. (2014). Relationship Between Muscle Strength and Jump Rotation in Figure Skaters. *Research quarterly for exercise and sport*, 85(S1), A17.
- Bronson Spinners. (2023). *Harness*. <https://www.bronsonfigureskating.com/harness/>
- Bruening, D. A., Reynolds, R. E., Adair, C. W., Zapalo, P. & Ridge, S. T. (2018). A sport-specific wearable jump monitor for figure skating. *PLoS One*, 13(11), e0206162-e0206162. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206162>
- Bruening, D. A. & Richards, J. G. (2006). The effects of articulated figure skates on jump landing forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4).
- Canada West Skating International Ltd. (2021). *Pro-motion advantage off-ice system*. <https://www.pro-motionharness.com/product/pro-motion-advantage-off-ice-system/>
- Chiang, C.-A., Yang, W.-W., Chang, Y.-W. & Chou, L.-W. (2014). The Importance Of Core Muscle Training On Figure Skating Jumping Performance: 341 Board #179 May 28, 9. *Medicine and science in sports and exercise*, 46, 85. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000493426.86150.a8>
- Delsys. (2022). *Trigno Research+ System*. <https://delsys.com/trigno/>
- Elite Skating Company. (2019). *Elite Spinner*. <https://eliteskatingcompany.com/elite-spinner/>
- Feltner, M. E., Fraschetti, D. J., Crisp, R. & Stewart, T. (1996). ARM MOTION EFFECTS ON LOWER EXTREMITY ANGULAR KINETICS DURING COUNTERMOVEMENT VERTICAL JUMPS 270. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(Supplement), 46. <https://doi.org/10.1097/00005768-199605001-00270>
- Gjerset, A., Nilsson, J., Wulf Helge, J. & Enoksen, E. (2015). *Idrettens treningslære*.
- Hirosawa, S., Watanabe, M. & Aoki, Y. (2022). Determinant analysis and developing evaluation indicators of grade of execution score of double axel jump in figure skating. *J Sports Sci*, 40(4), 470-481. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1997407>
- Holand, A. (2008). *Bevegelsens årsak : elementær innføring i mekanikk og bevegelsesanalyse*. Cappelen akademisk forl.

- Hopkins, W. G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Med*, 30(1), 1-15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- International Skating Union. (2022). *Scale of Values*. ISU. Hentet 08.05.2023 fra <https://www.isu.org/figure-skating/rules/fsk-communications/28337-isu-communication-2475/file>
- International Skating Union. (2023). *ISU Judging System*. Hentet 08.04.23 fra <https://www.isu.org/figure-skating/rules/fsk-judging-system>
- JASP. (2023). *Jasp* (Versjon Jasp 0.17.1 (Apple Silicon)) University of Amsterdam. <https://jasp-stats.org>
- Jåbekk, P., Aaring, V. F., Esser-Noethlichs, M. & Jåbekk, P. (2023). *Bevegelseslæring* (1. utgave. utg.). Gyldendal.
- King, D., Smith, S., Higginson, B., Muncasy, B. & Scheirman, G. (2004). Figure Skating: Characteristics of triple and quadruple toe-loops performed during the salt lake city 2002 winter olympics. *Sports biomechanics*, 3(1), 109-123. <https://doi.org/10.1080/14763140408522833>
- King, D. L. (2000). Jumping in Figure Skating. I (s. 312-325). Oxford, UK: Blackwell Science Ltd. <https://doi.org/10.1002/9780470693797.ch15>
- King, D. L. (2005). Performing Triple and Quadruple Figure Skating Jumps: Implications for Training. *Revue canadienne de physiologie appliquée*, 30(6), 743-753. <https://doi.org/10.1139/h05-153>
- King, D. L., Arnold, A. S. & Smith, S. L. (1994). A kinematic comparison of single, double, and triple axels. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(1), 51-60.
- Kleven, T. A. & Hjordemaal, F. (2018). *Innføring i pedagogisk forskningsmetode : en hjelp til kritisk tolking og vurdering* (3. utg. utg.). Fagbokforl.
- Knoll, K. (2019). EFFECTIVE USE OF ANGULAR MOMENTUM FOR ROTATIONS ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS-EXAMPLES OF QUADRUPLE JUMPS IN FIGURE SKATING. *ISBS Proceedings Archive*, 37(1), 376.
- Knoll, K. & Hildebrand, F. (1998). Optimum movement co-ordination in multi-revolution jumps in figure skating. *ISBS-Conference Proceedings Archive*,
- Knoll, K., Schiiler, A. & Lehmann, T. (2016). EFFECTIVE BODY POSITIONS FOR ROTATIONS ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS-AN EXAMPLE IN FIGURE SKATING JUMPS. *ISBS-Conference Proceedings Archive*,
- Koo, T. K. & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Lockwood, K., Baudin, J. & Gervais, P. (1995). Kinematic characteristics of impact absorption during landings of multi-revolution jumps in figure skating. *ISBS-Conference Proceedings Archive*,
- Lockwood, K. L., Gervais, P. J. & McCreary, D. R. (2006). Skating: Landing for success: a biomechanical and perceptual analysis of on-ice jumps in figure skating. *Sports biomechanics*, 5(2), 231-241. <https://doi.org/10.1080/14763140608522876>
- Magill, R. A. & Anderson, D. I. (2021). *Motor Learning and Control: Concepts and Applications* (Twelfth edition. utg.). New York, N.Y: McGraw-Hill Education LLC.
- Mapelli, A., Rodano, R., Fiorentini, A., Giustolisi, A., Sidequersky, F. V. & Sforza, C. (2013). Body movements during the off-ice execution of back spins in figure skating. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(5), 1097-1105. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.04.013>
- Mazurkiewicz, A. (2021). Biomechanics of Rotational Movement in Off-Ice Figure Skating Jumps: Applications to Training. *Polish journal of sport and tourism*, 28(2), 3-7. <https://doi.org/10.2478/pjst-2021-0007>

- Mazurkiewicz, A. & Iwańska, D. (2015). Biomechanics of figure skating jump double axel performed in on ice and off ice conditions. *Aktualne Problemy Biomechaniki*.
- McArdle, W. D., Katch, V. L. & Katch, F. I. (2015). *Exercise physiology : nutrition, energy, and human performance* (8th intl. utg.). Lippincott Williams & Wilkins Wolters Kluwer Health.
- McGinnis, P. (2020). *Biomechanics of sport and exercise* (Fourth edition. utg.). Human Kinetics.
- Newell, K. M. (2020). What are Fundamental Motor Skills and What is Fundamental About Them? *Journal of Motor Learning and Development*, 8(2), 280-314.
<https://doi.org/10.1123/jmld.2020-0013>
- Norges Skøyetforbund. (2023). *Håndbok kunstløp 2022-2023*. Hentet 11.05.23 fra
- OpenAI, C. (2023). *ChatGPT*. Hentet 14.05.23 fra
- Pallant, J. (2020). *SPSS survival manual : a step by step guide to data analysis using IBM SPSS* (7th edition. utg.). Open University Press.
- Paradi, S. (2019). *Breaking the Ice: Breaking Down the Science of Figure Skating Jump for Effective Training and Injury Prevention* (Kindle. utg.).
- Petkevich, J. M. (1989). *Figure skating: Championship techniques*. Rowman & Littlefield.
- Podolsky, A., Kaufman, K. R., Cahalan, T. D., Aleshinsky, S. Y. & Chao, E. Y. S. (1990). The relationship of strength and jump height in figure skaters. *Am J Sports Med*, 18(4), 400-405. <https://doi.org/10.1177/036354659001800412>
- Rachel, K. B., Marysa, A. M., Bridget, A. D. & Alexandra, K. Z. (2014). Relationship Between Muscle Strength and Jump Rotation in Figure Skaters. *Research quarterly for exercise and sport*, 85(S1), A17.
- Ridge, S. T., McLean, D., Bruening, D. & Richards, J. (2022). Up in the air: the efficacy of weighted gloves in figure skating jumps. *Sports Biomech, ahead-of-print*(ahead-of-print), 1-12. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2046844>
- Sand, O., Sjaastad, Ø. V., Haug, E., Bjålie, J. G. & Toverud, K. C. (2006). *Menneskekroppen : fysiologi og anatomi* (2. utg. utg.). Gyldendal akademisk.
- Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (2020). *Motor learning and performance : from principles to application* (Sixth edition. utg.). Human Kinetics Publishers.
- seca. (2023). *Seca 222. Mechanical telescopic measuring*. seca. Hentet 13.04.23 fra https://www.seca.com/en_be/products/all-products/product-details/seca222.html
- Sigmundsson, H. (2020). *Ekspertise : utvikling av kunnskap og ferdigheter* (1. utgave. utg.). Fagbokforlaget.
- Tanita MC-980. (2023). *Tanita MC-980. Japan*. Hentet 13.04.23 fra <https://tanita.eu/mc-980ma-plus>
- VanHeest, J. & Vescovi, J. (2018). *The Science of Figure Skating* (First edition. utg.). Taylor and Francis.
- Vaverka, F., Jandačka, D., Zahradník, D., Uchytíl, J., Farana, R., Supej, M. & Vodičar, J. (2016). Effect of an Arm Swing on Countermovement Vertical Jump Performance in Elite Volleyball Players: FINAL. *J Hum Kinet*, 53(1), 41-50.
<https://doi.org/10.1515/hukin-2016-0009>
- Wang, D. H., Kostyun, R. O. & Solomito, M. J. (2015). The Biomechanics of Cranial Forces During Figure Skating Spinning Elements. *Conn Med*, 79(3), 133.
- Weir, J. P. & Vincent, W. J. (2021). *Statistics in kinesiology* (Fifth edition. utg.). Human Kinetics.
- Whiting, W. C. & Rugg, S. (2006). *Dynatomy : dynamic human anatomy*. Human Kinetics.
- Yuchen, S., Atsushi, O. & Masaaki, H. (2020). Kinematic Analysis of Figure Skating Jump by Using Wearable Inertial Measurement Units. *Proceedings*, 49(124), 124.
<https://doi.org/10.3390/proceedings2020049124>

Zatsiorsky, V. M., International Federation of Sports, M. & Commission, I. O. C. M. (2000).
Biomechanics in sport : performance enhancement and injury prevention. Blackwell
Science.

Vedlegg 1

Meldeskjema for behandling av personopplysninger

13.04.2023, 16:33



[Meldeskjema](#) / [Effekten av å inkludere rotatorsystem i trening hos unge kunstløpere](#) / Vurdering

Vurdering av behandling av personopplysninger

Referansenummer
513443

Vurderingstype
Standard

Dato
10.10.2022

Prosjekttittel

Effekten av å inkludere rotatorsystem i trening hos unge kunstløpere

Behandlingsansvarlig institusjon

Universitetet i Stavanger / Fakultet for utdanningsvitenskap og humaniora / Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk

Prosjektansvarlig

Håvard Myklebust

Student

Vasilij Panfilov

Prosjektperiode

03.10.2022 - 31.12.2023

Kategorier personopplysninger

Alminnelige
Særlige

Lovlig grunnlag

Samtykke (Personvernforordningen art. 6 nr. 1 bokstav a)
Uttrykkelig samtykke (Personvernforordningen art. 9 nr. 2 bokstav a)

Behandlingen av personopplysningene er lovlig så fremt den gjennomføres som oppgitt i meldeskjemaet. Det lovlige grunnlaget gjelder til 31.12.2023.

[Meldeskjema](#)

Kommentar

Personverntjenester har vurdert endringene registrert 4.10.2022.

Måling av vekt er erstattet av kroppsmasse og kroppsmassesammensetning. Dette innebærer samtidig at prosjektet vil registrere særlige kategorier av personopplysninger om helseforhold. Videre er sluttdato for behandlingen av personopplysninger endret til 31.12.2023. Informasjonsskriv er revidert for å gjenspeile endringene.

Prosjektet vil innhente samtykke fra de registrerte til behandlingen av personopplysninger. Vår vurdering er at prosjektet legger opp til et samtykke i samsvar med kravene i art. 4 og 7, ved at det er en frivillig, spesifikk, informert og utvetydig bekreftelse som kan dokumenteres, og som den registrerte kan trekke tilbake. Lovlig grunnlag for behandlingen vil dermed være den registrertes samtykke, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 bokstav a.

Behandlingen av særlige kategorier av personopplysninger er basert på uttrykkelig samtykke fra den registrerte, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 a og art. 9 nr. 2 a.

Vi vurderer at informasjonen om behandlingen som de registrerte vil motta oppfyller lovens krav til form og innhold, jf. art. 12.1 og art. 13.

Det er dermed vår vurdering at behandlingen av personopplysninger i prosjektet vil være i samsvar med personvernlovgivningen så fremt den gjennomføres i tråd med det som er dokumentert i meldeskjemaet med vedlegg. Behandlingen kan fortsette.

OPPFØLGING AV PROSJEKTET

Vi vil følge opp ved planlagt avslutning for å avklare om behandlingen av personopplysningene er avsluttet.

Lykke til videre med prosjektet!

Vedlegg 2

Informasjonsskriv og samtykkeskjema

Vil du delta i forskningsprosjektet (ref.nr 513443) ” Effekten av å inkludere Rotatorsystem i trening hos Unge Kunstløpere”?

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt hvor formålet er å studere effekten av å inkludere rotatorsystem (Harness) i barmarkstrening. I dette skrivet gir vi deg informasjon om målene for prosjektet og hva deltakelse vil innebære for deg.

Formål

Formålet med dette masterstudiet er å undersøke effekten av å inkludere rotatorsystem (Harness) i barmarkstrening hos unge kunstløpere. Studiet skal analysere om systematisk barmarkstrening med harness-system har noe effekter på hopp med maksimalt antall omdreininger.

Hvem er ansvarlig for forskningsprosjektet?

Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk, Universitetet i Stavanger er ansvarlig for prosjektet. Forskningsansvarlig instituttleder: Lars Rune Waage.

Prosjektveileder: Håvard Myklebust.

Hvorfor får du spørsmål om å delta?

Du får spørsmål om å delta fordi du driver aktivt med kunstløp og fordi du er i aldersgruppe mellom 10 og 15 år.

Hva innebærer det for deg å delta?

Det planlegges å inkludere ca. 30 aktive kunstløpdeltakere i alder fra 10 til 15 år.

Inkluderingskriterier blir: 1. mestre enkelt hopp fra begge bein (360 grader) på bakken (off ice), 2. trene på hopp med to (720 grader) eller tre omdreininger (1080 grader) fra begge bein på bakken. 3. være skadefri.

Deltakerne skal deles tilfeldig i to grupper (randomisert kontrollert studie). Begge gruppene skal gjennomføre både pretest og posttest på laboratorium ved Universitet i Stavanger. Det planlegges å måle maksimalt antall omdreininger i hopp fra begge bein, rotasjonshastighet

ved hopp fra begge bein, høyde ved gjennomføring av hopp med maksimalt antall omdreininger. I tillegg skal følgende data registreres: alder, høyde, kroppsmasse og kroppssammensetning, samt vingespenn (avstand fra langfinger til langfinger).

Kroppsmassesammensetning vil si fordeling av muskler og fett på ulike deler av kroppen. Dette måles ved hjelp av bioimpedans (Tanita MC980).

I fire ukers intervensjonsperiode skal den første gruppen anvende harness-systemet, imens den andre gruppen (kontrollgruppen) skal fortsette å trene som vanlig. Deltakerne i intervensjonsgruppe skal trene med harness i ti minutter per gang, 3 ganger i uken. Etter fire ukers periode skal kontrollgruppen gjennomføre også fire ukers trening med harness system.

Info om harness-systemet: <https://www.pro-motionharness.com/product/pro-motion-advantage-off-ice-system/>

Det er frivillig å delta

Det er frivillig å delta i prosjektet. Hvis du velger å delta, kan du når som helst trekke samtykket tilbake uten å oppgi noen grunn. Alle dine personopplysninger vil da bli slettet. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for deg hvis du ikke vil delta eller senere velger å trekke deg.

Ditt personvern – hvordan vi oppbevarer og bruker dine opplysninger

Vi vil bare bruke opplysningene om deg til formålene vi har fortalt om i dette skrevet. Vi behandler opplysningene konfidensielt og i samsvar med personvernregelverket.

Navnet og kontaktopplysningene dine vil jeg erstatte med en kode som lagres på egen navneliste adskilt fra øvrige data, lagre datamaterialet på forskningsserver, innelåst/kryptert, etc.

Deltakerne vil ikke gjenkjennes i publikasjon.

Tilgang til datainnsamling skal ha prosjektleder Håvard Myklebust v/Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk, Universitetet i Stavanger og masterprosjekt student Vasilij Panfilov.

Hva skjer med personopplysningene dine når forskningsprosjektet avsluttes?

Prosjektet vil etter planen avsluttes når oppgaven blir godkjent, senest 31.12.23. All data (personopplysninger) vil bli slettet etter at prosjektet er avsluttet.

Hva gir oss rett til å behandle personopplysninger om deg?

Vi behandler opplysninger om deg basert på ditt samtykke.

På oppdrag fra Lars Rune Waage v/ Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk, Universitetet i Stavanger har Personverntjenester vurdert at behandlingen av personopplysninger i dette prosjektet er i samsvar med personvernregelverket.

Dine rettigheter

Så lenge du kan identifiseres i datamaterialet, har du rett til:

- innsyn i hvilke opplysninger vi behandler om deg, og å få utlevert en kopi av opplysningene
- å få rettet opplysninger om deg som er feil eller misvisende
- å få slettet personopplysninger om deg
- å sende klage til Datatilsynet om behandlingen av dine personopplysninger

Hvis du har spørsmål til studien, eller ønsker å vite mer om eller benytte deg av dine rettigheter, ta kontakt med:

- Forskningsansvarlig: Lars Rune Waage. Fakultet for utdanningsvitenskap og humaniora. Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk, Universitetet i Stavanger. Epost: lars.r.waage@uis.no tlf. 51833474
- Prosjektleder: Håvard Myklebust. Fakultet for utdanningsvitenskap og humaniora. Institutt for grunnskolelærerutdanning, idrett og spesialpedagogikk, Universitetet i Stavanger. Epost: havard.myklebust@uis.no tlf. 51834504
- Masterstudent: Vasilij Panfilov. Epost: v.panfilov@stud.uis.no Tlf. 47237582
- Vårt personvernombud: personvernombud@uis.no

Hvis du har spørsmål knyttet til Personverntjenester sin vurdering av prosjektet, kan du ta kontakt med:

- Personverntjenester på epost (personverntjenester@sikt.no) eller på telefon: 53 21 15 00.

Med vennlig hilsen

Prosjektansvarlig
(Forsker/veileder)

Eventuelt student
(Master student)

Samtykkeerklæring

Navn:

Jeg har mottatt og forstått informasjon om prosjektet «Effekten av å inkludere rotatorsystem i trening hos unge kunstløpere», og har fått anledning til å stille spørsmål. Jeg samtykker til:

- å delta i prosjektet «Effekten av å inkludere rotatorsystem i trening hos unge kunstløpere».

Jeg samtykker til at mine opplysninger behandles frem til prosjektet er avsluttet

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Jeg samtykker til at mitt barn deltar i prosjektet

(Signert av foresatt, dato)