

Camilla Christensen

Samsvar mellom knekontroll i frontalplanet ved ettbens knebøy og tobens fallhopp

En todimensjonal (2D) videoanalyse av kvinnelige elite
håndball- og fotballspillere

Masteroppgave i idrettsfysioterapi
Seksjon for idrettsmedisin
Norges idrettshøgskole, 2019

Sammendrag

Bakgrunn: Fremre korsbåndskade er en alvorlig skade som ofte forekommer hos kvinnelige idrettsutøvere. Dynamisk knevalgus er ofte observert ved skadetidspunktet. Forebyggende trening med fokus på å redusere dynamisk knevalgus har vist effekt på å redusere risikoen for fremre korsbåndskade. Til tross for dette er det uklart hvorvidt ulike screeningtester kan være nyttige for å kartlegge risiko for fremre korsbåndskade. Ettbens knebøy og tobens fallhopp blir hyppig benyttet som screeningtester for vurdering av frontalplans knekontroll. Vi vet imidlertid ikke hvorvidt ettbens knebøy og tobens fallhopp identifiserer samme spillere med redusert knekontroll.

Hensikt: Undersøke samsvaret i frontalplans knekontroll mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse.

Metode: Vi gjennomførte 2D-videoanalyse av ettbens knebøy og tobens fallhopp basert på videofiler av 630 kvinnelige elite håndball- og fotballspillere. Frontalplan projeksjonsvinkel og medial kneposisjon ble kalkulert som mål på frontalplans knevalgus ved ettbens knebøy, tobens fallhopp ved første kontakt og tobens fallhopp ved dypeste punkt. Gjennomsnittet av tre godkjente forsøk ble inkludert i analysene. Avhengige t-tester og Spearman's rho tester ble gjennomført for å undersøke forskjeller og korrelasjoner i frontalplans knevalgus mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. Enigheten mellom testene ble presentert med Bland-Altman plott.

Resultat: Vi fant svake korrelasjoner i frontalplan projeksjonsvinkel og medial kneposisjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved både første kontakt ($r = 0,24-0,25$) og ved dypeste punkt ($r = 0,28-0,30$). Frontalplan projeksjonsvinkel og medial kneposisjon var signifikant større ved ettbens knebøy enn tobens fallhopp ved første bakkekontakt ($p \leq 0,001$) og dypeste punkt ($p \leq 0,001$). Bland-Altman plott indikerte liten grad av enighet i måling av frontalplan projeksjonsvinkel og medial kneposisjon mellom begge testene.

Konklusjon: Resultatene i denne studien viser ikke samsvar mellom knekontroll i frontalplanet ved ettbens knebøy og tobens fallhopp hos kvinnelige elite håndball- og fotballspillere målt med 2D-videoanalyse. Dette indikerer at det ikke er tilstrekkelig å benytte kun en av testene for å kartlegge frontalplans knekontroll hos kvinnelige elite håndball- og fotballspillere.

Innholdsfortegnelse

Sammendrag.....	2
Forord	5
1. Introduksjon.....	6
1.1 Formål med prosjektet	8
2. Teori.....	9
2.1 Forekomst og konsekvenser av ACL-skade	9
2.2 Skademekanisme ved en ikke-kontakt ACL-skade	9
2.3 Risikofaktorer for ACL-skade	11
2.3.1 Biomekaniske faktorer	12
2.4 Forebygging av ACL-skade.....	12
2.5 Screening for risikofaktorer	13
2.6 Ettbens knebøy og tobens fallhopp som screeningverktøy for kartlegging av knekontroll.....	14
2.6.1 2D-videoanalyse av ettbens knebøy og tobens fallhopp.....	15
2.6.2 Reliabilitet og validitet av 2D-videoanalyse ved ettbens knebøy	17
2.6.3 Reliabilitet og validitet av 2D-videoanalyse ved tobens fallhopp.....	18
2.6.4 Samsvar mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse.....	18
3. Metode	20
3.1 Studiedesign	20
3.2 Utvalg	20
3.3 Testprotokoll	20
3.3.1 Ettbens knebøy	21
3.3.2 Tobens fallhopp	22
3.4 2D-videoanalyse	22
3.4.1 Prosedyre for 2D-videoanalyse.....	23
3.4.2 Prosessen for 2D-videoanalysene.....	24
3.4.3 Standardisering av metode	24
3.4.4 Inter-tester reliabilitet	25
3.4.5 Kalkulering av variablene fra 2D-videoanalyse.....	26
3.5 Statistiske protokoll	30
3.6 Etikk	31
3.7 Oppbevaring av data	31
4. Resultater	32
4.1 Karakteristika av utvalget.....	32

4.2 Deskriptiv data av variablene.....	32
4.3 Forskjeller mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP.....	33
4.4 Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP.....	33
4.5 Enighet i FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp.....	35
4.6 Korrelasjon mellom FPPV og MKP.....	36
4.7 Variasjon mellom første og siste forsøk av alle testene.....	36
5. Diskusjon.....	37
5.1 Forskjellen mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP.....	37
5.2 Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP.....	39
5.3 Enighet mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP.....	41
5.4 Begrensninger i metoden.....	43
5.4.1 Testprotokoll.....	43
5.4.2 2D-videoanalyse.....	44
5.4.3 Valg av variabler.....	45
5.4.4 Valg av statistiske metoder.....	48
5.5 Kliniske implikasjoner.....	49
6. Konklusjon.....	50
Referanser.....	51
Figuroversikt.....	62
Forkortelser.....	64
Vedlegg.....	65

Forord

Masterstudiet i idrettsfysioterapi har vært to lærerike, utfordrende og fine år. Studiet har gitt meg økt kompetanse innenfor fagområdet, noe som har utviklet meg som fysioterapeut.

Jeg setter stor pris på at jeg fikk skrive masteroppgaven min basert på datamateriale fra en prospektiv kohortstudie på risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elite håndball- og fotballspillere. Dette har økt min kompetanse innenfor et fagområde jeg som tidligere fotballspiller har stor interesse for.

Jeg vil først og fremst rette en stor takk til veilederne mine Tron Krosshaug og Agnethe Nilstad, som under hele prosessen har stilt opp med konstruktiv og støttende veiledning. Deres engasjement for dette fagområdet har smittet over og vært til stor motivasjon.

Jeg vil også rette en stor takk til analyseteamet fra begge periodene: Maya Rosvoll, Stein By Strømnes, Solveig Thorarinsdottir, Bettina Haueisen, Jørn Erik Strand og Agnethe Nilstad. Alle timene med videoanalyser gjorde dette prosjektet mulig å gjennomføre. I tillegg skal Morten W. Fagerland ha takk for veldig nyttige statistiske råd.

Videre vil jeg takke medstudenter for avkoblende løpeturer og støttende samtaler underveis. Disse pausene har vært gull verdt og gitt ny energi. En ekstra stor takk vil jeg rette til medstudent Jørn Erik Strand som har vært prosjektmedarbeider og en god venn. Uten din positivitet og støtte ville dette året aldri blitt like bra som det ble.

En spesiell takk til Ingrid Hjorth Kollevold som har hjulpet meg og oppmuntret meg, samtidig som hun har fullført sin egen masteroppgave.

Sist, men ikke minst må jeg takke min fantastiske familie som alltid har troa på meg og støtter meg.

Camilla Christensen,
Oslo, Mai 2019

1. Introduksjon

Fotball er den mest populære sporten i verden med en beregning på 265 millioner aktive spillere i 2007, hvor omtrent 10% er kvinnelige fotballspillere (FIFA, 2007). Håndball er en gradvis mer populær idrett på verdensbasis hvor det i 2013 var registrert 190 medlemsland i det internasjonale håndballforbundet bestående av mer enn 27 millioner spillere (IHF, 2013). I Norge er fotball og håndball de to idrettene med flest kvinnelige medlemmer (Fasting & Sand, 2009).

Idrettsskader hos kvinnelige håndball- og fotballspillere er derimot et alvorlig problem, med en skadeinsidens på 6,8-15,3 skader per 1000 time med aktivt fotballspill (Clausen et al., 2014; Söderman, Adolphson, Lorentzon, & Alfredson, 2001) og 4,7-6,8 skader per 1000 time med aktivt håndballspill (Møller, Attermann, Myklebust, & Wedderkopp, 2012). Over 60% av skadene i begge idretter er rapportert å være akutte skader, og betydelig flere under kamp enn trening (Møller et al., 2012; Söderman et al., 2001). Blant de akutte skadene er skader i kneet av de vanligste (Faude, Junge, Kindermann, & Dvorak, 2005), hvor fremre korsbåndskader (ACL-skader) utgjør 10% av alle akutte kneskader (Bahr, McCrory, LaPrade, Meeuwisse, & Engebretsen, 2014). Insidensen av en ACL-skade er rapportert 2 til 6 ganger høyere hos kvinnelige idrettsutøvere enn mannlige ved samme idrett (Arendt & Dick, 1995; Prodromos, Han, Rogowski, Joyce, & Shi, 2007; Tirabassi et al., 2016; Waldén, Hägglund, Werner, & Ekstrand, 2011). Dette er av stor bekymring da en ACL-skade har store konsekvenser for idrettsutøveren, som blant annet tidlig utvikling av kneartrose (Lohmander, Englund, Dahl, & Roos, 2007; Oiestad, Engebretsen, Storheim, & Risberg, 2009), i tillegg til økonomiske konsekvenser for samfunnet (Alentorn-Geli et al., 2009).

Den økte risikoen for en ACL-skade hos kvinner og de påfølgende konsekvensene har gjort at mye forskning de siste årene har fokusert på å identifisere modifierbare risikofaktorer for å kunne forebygge ACL-skader hos kvinnelige idrettsutøvere. Skadeforebyggende trening har vist å ha effekt på å redusere risiko for ACL-skader hos kvinnelige idrettsutøvere (Noyes & Barber-Westin, 2014; Shultz et al., 2015; Taylor, Waxman, Richter, & Shultz, 2015). Et screeningverktøy som kan predikere hvilke utøvere som har økt risiko for ACL-skade og dermed bør gjennomføre et spesifikt skadeforebyggende treningsprogram ville vært til stor nytte. For å utvikle et screeningverktøy som kan predikere skaderisiko må det først finnes en sterk årsakssammenheng mellom en faktor målt med screeningverktøyet og økt risiko (Bahr,

2016). Vi vet at dynamisk knevalgus (DKV) ofte er observert under skadetidspunktet hos kvinnelig idrettsutøvere (Hewett, Torg, & Boden, 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004; Stuelcken, Mellifont, Gorman, & Sayers, 2016), samtidig er det manglende evidens om årsakssammenheng mellom DKV og økt risiko for ACL-skade.

For å identifisere en årsakssammenheng mellom en aktuell faktor og økt risiko for skade er det først og fremst nødvendig med et valid og reliabelt screeningverktøy til å måle den aktuelle faktoren (Dallinga, Benjaminse, & Lemmink, 2012). Ettbens knebøy og tobens fallhopp er to ofte benyttede tester for å kartlegge knekontroll hos kvinnelige idrettsutøvere (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016; Munro, Herrington, & Comfort, 2017; Stensrud, Myklebust, Kristianslund, Bahr, & Krosshaug, 2011). Tobens fallhopp er den eneste av testene som har blitt benyttet som screeningverktøy for å forske på årsakssammenheng mellom DKV og økt risiko for ACL-skade. Hewett et al. (2005) fant at tobens fallhopp kunne benyttes som screeningverktøy for risiko for ACL-skade, men to studier har senere funnet motsigende funn (Krosshaug et al., 2016; Leppänen et al., 2017). Med bakgrunn i at de fleste ACL-skader oppstår ved ettbens aktiviteter som raske vendinger eller ettbens landinger kan det tenkes at en ettbens aktivitet i større grad representerer mekanismene som oppstår ved en ACL-skade.

For fremtidige studier som har hensikt å undersøke årsakssammenhengen mellom DKV og økt risiko for ACL-skade vil det være nyttig å vite om screeningverktøyet de benytter for å kartlegge DKV identifiserer alle individer med redusert knekontroll. Det vil derfor være gunstig å ha kunnskap om hvorvidt ettbens knebøy og tobens fallhopp identifiserer samme utøver med redusert knekontroll. Dette vil kunne være med på å avgjøre om det er tilstrekkelig å gjennomføre en av testene for vurdering av knekontroll eller om testene bør kombineres, både i fremtidige studier og i den kliniske hverdagen.

1.1 Formål med prosjektet

Formålet med denne masteroppgaven er å undersøke samsvaret i frontalplans knekontroll mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse. For å undersøke samsvaret mellom testene ønsker vi å undersøke: 1) Forskjeller i frontalplan knevalgus, målt med frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) og medial kneposisjon (MKP), mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. 2) Korrelasjon i FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. 3) Grad av enighet i målinger av FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp, presentert med Bland-Altman plott.

2. Teori

2.1 Forekomst og konsekvenser av ACL-skade

Fra norske sykehus er det rapportert en ACL-rekonstruksjons insidens på 34 per 100 000 innbygger, hvor den er betydelig høyere for de mellom 16-39 år med 85 per 100 000 innbygger (Granan, Bahr, Steindal, Furnes, & Engebretsen, 2008). Etersom mange ACL-skader blir behandlet konservativt er insidensen trolig enda høyere. Insidensen av ACL-skade er mellom 2 til 6 ganger høyere hos kvinnelige idrettsutøvere enn mannlige ved samme idrett (Arendt & Dick, 1995; Myklebust, Maehlum, Engebretsen, Strand, & Solheim, 1997; Prodromos et al., 2007; Tirabassi et al., 2016; Waldén et al., 2011). Unge kvinnelige idrettsutøvere i idretter som inkluderer raske retningsforandringer og vendinger, som for eksempel håndball og fotball, er spesielt utsatt for en ACL-skade (Bahr & Holme, 2003; Renstrom et al., 2008; Tirabassi et al., 2016).

For idrettsutøveren fører en ACL-skade til langt fravær fra idretten og ofte redusert prestasjon ved retur til idretten (Harris et al., 2013). Det er stor enighet om at en ACL-skade også fører til langtidskonsekvenser, spesielt tidlig utvikling av kneartrose (Lohmander et al., 2007; Øiestad, Engebretsen, Storheim, & Risberg, 2009). Det er rapportert at 0-17% utvikler kneartrose etter mer enn 10 år ved en isolert ACL-skade og 21-48% ved en kombinert ACL-skade og meniskskade (Øiestad et al., 2009). I tillegg til korttids- og langtidskonsekvenser for idrettsutøveren er en ACL-skade også en stor økonomisk utgift for samfunnet (Alentorn-Geli et al., 2009).

2.2 Skademekanisme ved en ikke-kontakt ACL-skade

En ACL-skade deles ofte inn i ikke-kontakt eller kontakt skade, hvor en ikke-kontakt skade defineres som en skade som oppstår i fravær av fysisk kontakt med en annen spiller eller et objekt ved skadetidspunktet (Alentorn-Geli et al., 2009). Ca. 70% av alle ACL-skader er ikke-kontakt skader (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Hewett, Myer, et al., 2006; Kaneko et al., 2017; Krosshaug et al., 2007). Ikke-kontakt skader oppstår ofte når en stor del av vektfordelingen er på ett ben, som under raske retningsforandringer, finter eller landinger etter hopp (Alentorn-Geli et al., 2009; Fauno & Wulff Jakobsen, 2006; Olsen et al., 2004; Stuelcken et al., 2016).

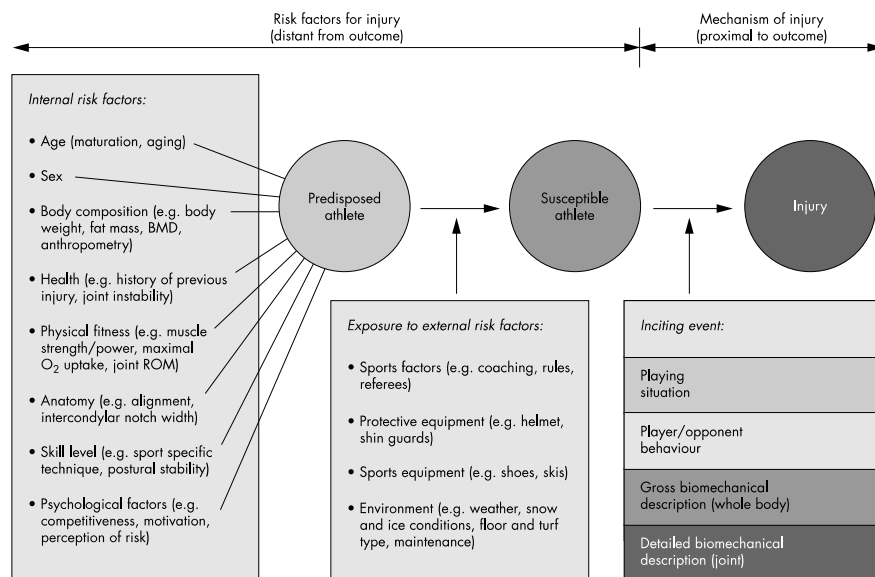
Flere studier har gjort videoanalyser av skadetidspunktet for å undersøke skademekanismen ved ikke-kontakt ACL-skade (Krosshaug, 2007, Olsen 2004, Boden, 2000; Koga, 2010). Det er enighet om at økt dynamisk knevalgus (DKV) ofte er observert ved skadetidspunktet (Hewett et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004; Stuelcken et al., 2016). DKV er definert som når kneet kollapser medialt grunnet en kombinasjon av innadrotasjon i hofta, valgus i kneet og utadrotasjon av tibia (Hewett, Myer, et al., 2006; Krosshaug et al., 2007). Forekomst av DKV sees oftere ved skadetidspunktet hos kvinner enn menn (Hewett et al., 2009; Krosshaug et al., 2007). Full eller tilnærmet full kneekstensjon er også ofte observert (Brophy, Stepan, Silvers, & Mandelbaum, 2015; Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004). Olsen et al. (2004) beskriver overdreven valgus og rotasjon i kneet samtidig med tilnærmet full ekstensjon som den typiske skademekanismen.

Mange av studiene som har undersøkt mekanismen ved skadetidspunktet har gjennomført videoanalyser basert på visuell inspeksjon, noe som har vist seg å ha dårlig validitet (Krosshaug et al., 2007). Koga et al. (2010) analyserte derimot 10 fremre korsbåndskader ved hjelp av en 3D model-basert bilde-matching metode. Studien estimerte at ACL-skaden skjer ca. 40 millisekunder etter første bakkekontakt. I tidsrommet fra første bakkekontakt til 40 millisekunder ble det observert minimal endring i knefleksjonsvinkel, mens det var en økning i knevalgus og innadrotasjon tibia. Etter 40 millisekunder ble tibia utadrotert, trolig grunnet ACL-skaden (Koga et al., 2010). Dette støttes av en studie på kadaver som fant at tibia var innadrotert før ACL-skaden, men etter skaden endret seg til å bli utadrotert (Meyer & Haut, 2008). Videre fant studien at innadrotasjon i hoften og valgus i kneet økte frem til skade, men økte signifikant ytterligere etter skadetidspunktet. Meyer and Haut (2008) mente at den observerte utadrotasjonen av tibia og knevalgusen ved videoanalyser av mekanismen ved skadetidspunktet mulig kan være en konsekvens av ACL-skaden.

Studier har vist at fremre translasjonskraft på tibia er den isolerte kraften som gir mest belastning på ACL, enten ved direkte ytre kontakt eller indre mekanisk kraft (Arms et al., 1984; Berns, Hull, & Patterson, 1992). Den fremre translasjonskraften har vist seg å være størst på 20-30° knefleksjon (Alentorn-Geli et al., 2009). Ved 30° knefleksjon står ACL for 87% av støtten som motvirker fremre translasjon av tibia, mens ACL står for 85% av støtten ved 90° knefleksjon (Butler, Noyes, & Grood, 1980). Den fremre translasjonen av tibia i kombinasjon med knevalgus og innadrotasjon i hoften er vist å øke strekk på ACL ytterligere (Berns et al., 1992).

2.3 Risikofaktorer for ACL-skade

Årsaken til at en ACL-skade oppstår antas å være multifaktorell (Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett, Myer, et al., 2006). Risikofaktorene deles ofte inn i indre og ytre risikofaktorer hvor indre faktorer er direkte knyttet til utøveren, mens de ytre representerer faktorer fra omgivelsene som påvirker utøveren (Figur 1). Indre risikofaktorer deles igjen ofte inn i anatomiske, hormonelle, biomekaniske og nevromuskulære faktorer (Alentorn-Geli et al., 2009).



Figur 1: Modell over skadeårsak med indre og ytre faktorer. Hentet fra Bahr and Krosshaug (2005), som er utviklet fra den multifaktorelle modellen av idrettsskade etiologi av Meeuwisse (1994).

Både ytre og indre faktorer har blitt identifisert som risikofaktorer for ACL-skade. Det er manglende overenstemmelse når det gjelder ytre risikofaktorer (Renstrom et al., 2008), men flere studier viser at risikoen for ACL-skade er betydelig høyere under kamp enn trening for kvinnelige håndball- og fotballspillere (Moller et al., 2012; Söderman et al., 2001). Noen studier har identifisert ytre faktorer som sko og underlag som risikofaktorer, men her finnes det også endel motsigende studier (Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett, Myer, et al., 2006). En tydelig indre risikofaktor er at kvinner har større risiko enn menn for å få en ACL-skade (Brukner & Khan, 2017; Hewett, Myer, et al., 2006). Videre har studier identifisert indre risikofaktorer som redusert bredde på fossa intercondylaris på femur, økt laksitet i kneleddet, økt BMI hos kvinner, hormonelle påvirkninger, tidligere ACL-skade og fysisk utmattelse (Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett, Myer, et al., 2006). De identifiserte risikofaktorer er hovedsakelig anatomiske og hormonelle faktorer, mens det i mindre grad er identifisert biomekaniske og nevromuskulære faktorer (Alentorn-Geli et al., 2009).

2.3.1 Biomekaniske faktorer

Studier har hatt mye fokus på å identifisere biomekaniske risikofaktorene med bakgrunn i den ofte observerte DKV ved ACL-skadetidspunktet (Hewett et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004; Stuelcken et al., 2016). DKV sees oftere under skadetidspunktet hos kvinner enn menn (Hewett et al., 2009; Krosshaug et al., 2007), noe som gjør at de biomekaniske faktorene ofte er i fokus når man leter etter årsaken til at kvinner har betydelig høyere risiko for ACL-skade enn menn. Det er vist at kvinnelige idrettsutøvere har større grad av DKV og mindre grad av fleksjon i kne og hofta ved en vending eller landing sammenlignet med menn (Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002; Ford, Myer, & Hewett, 2003; Ford, Myer, Toms, & Hewett, 2005; Joseph et al., 2011; Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish, & Deluzio, 2007; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001; Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin, & Rose, 2007). Til tross for den tydelig observerte biomekaniske forskjellen mellom kjønnene er fortsatt assosiasjonen med en ACL-skade uklar.

Flere studier har benyttet 3D-bevegelsesanalyse for å undersøke mulige biomekaniske risikofaktorer ved tobens fallhopp. Hewett et al. (2005) inkluderte 205 kvinnelige fotball-, basketball- og volleyballspillere og fant at DKV målt ved 3D-bevegelsesanalyse av tobens fallhopp var assosiert med ACL-skade. I ettertid har to studier derimot vist motsigende resultater (Krosshaug et al., 2016; Leppänen et al., 2017). Krosshaug et al. (2016) fant ingen assosiasjon mellom frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) eller medial kneforflytning (MKF) ved tobens fallhopp målt med 3D-bevegelsesanalyse og økt risiko for ACL-skade hos 710 kvinnelige fotball- og håndballspillere. Leppänen et al. (2017) fant ingen assosiasjon mellom FPPV eller MKF og økt risiko for ACL-skade hos unge kvinnelige basket- og innebandyspillere, men studien fant derimot at redusert maksimal knefleksjons vinkel i landingen ved tobens fallhopp var assosiert med økt risiko for ACL-skade (Leppänen et al., 2017).

2.4 Forebygging av ACL-skade

Skadeforebyggende programmer med fokus på nevro-muskulær kontroll, balanse, styrke og god kontroll ved plyometriske øvelser har vist å kunne redusere risikoen for ACL-skade hos kvinnelige idrettsutøvere (Noyes & Barber-Westin, 2014; Petushek, Sugimoto, Stoolmiller, Smith, & Myer, 2018; Shultz et al., 2015; Taylor et al., 2015), noe som igjen forsterker mistanken om at biomekaniske faktorer er av betydning. En nylig systematisk

oversiktsartikkel med meta-analyse viste at gjennomføring av et nevro-muskulært treningsprogram gjennomsnittlig 2,5 time pr. uke kunne redusere risikoen for ACL-skade fra 1 av 54 til 1 av 111 hos unge og voksne kvinnelige idrettsutøvere (OR: 0,51; 95% KI, 0,37-0,69) (Petushek et al., 2018).

Det finnes derimot også studier hvor skadeforebyggende programmer ikke har redusert risikoen for en ACL-skade. En meta-analyse som inkluderte fire RCT som så på effekten av skadeforebyggende programmer for reduksjon av ACL-skader fant ingen signifikant effekt (Grimm, Jacobs Jr, Kim, Denney, & Shea, 2015). Studier som ikke har vist en reduksjon i risiko for ACL-skade beskriver en lav compliance som en mulig årsak (Steffen, Myklebust, Olsen, Holme, & Bahr, 2008; Söderman, Werner, Pietilä, Engström, & Alfredson, 2000), hvor compliance beskrives som i hvilken grad spillerne følger intervensjonen som er foreskrevet (Steffen et al., 2008). Steffen et al. (2008) rapporterte en compliance på kun 52%.

Til tross for at forebyggende tiltak har vist å kunne redusere risikoen for ACL-skade, men det er usikkert hvilke faktorer som spesifikt påvirkes og videre reduserer risikoen (Hewett, Myer, et al., 2006). Skadeforebyggende programmer med fokus på å påvirke de biomekaniske faktorene som man mener kan føre til økt risiko for ACL-skade har vist å kunne bedre knekontrollen ved en landingen (Lopes et al., 2018). Dette forsterker mistanken om at biomekaniske faktorer kan være risikofaktorer for en ACL-skade, tross det fremdeles er uklart eksakt hvilke faktorer som påvirkes (Lopes et al., 2018; Taylor et al., 2015).

2.5 Screening for risikofaktorer

Screening av individer er en metode for å kartlegge risikofaktorer og dermed predikere hvem i en frisk populasjonen som har økt skaderisiko (Bahr, 2016). Det er så langt ingen konsensus i studier om et screeningverktøy som kan benyttes til å kartlegge utøvere med økt risiko for en ACL-skade. En studie rapporterte at kneabduksjonsmoment ved tobens fallhopp målt med 3D-bevegelsesanalyse kunne predikere ACL-skade med 73% spesifisitet og 78% sensitivitet, og konkluderte med at vurdering knekontroll ved tobens fallhopp kan benyttes som screeningverktøy for å predikere en ACL-skade hos kvinnelig idrettsutøvere (Hewett et al., 2005). To nyere studier fant derimot ingen assosiasjon mellom variabler for DKV målt med 3D-bevegelsesanalyse ved tobens fallhopp og økt risiko for skade, og konkluderte med at tobens fallhopp ikke var et godt screeningverktøy for å predikere ACL-skade hos kvinnelige idrettsutøvere (Krosshaug et al., 2016; Leppänen et al., 2017).

Bahr (2016) beskriver tre nødvendige steg for å kunne benytte screeningtester til å predikere og forebygge skade. Først må man identifisere en sterk årsakssammenheng mellom screeningtest og risiko for skade. Dersom en sterk assosiasjon blir identifisert er neste steg å utvikle en valid «cut-off» skår (risiko for skade: ja/nei) med høy spesifisitet og sensitivitet for den aktuelle screeningtesten. Til slutt må et skadeforebyggende program vise effekt på de predikerte risikofaktorene. Det har blitt stilt spørsmål om det i det hele tatt er mulig å utvikle et så presist screeningverktøy som er nødvendig for å predikere skaderisiko (Bahr, 2016). Et presist screeningverktøy vil uansett være nyttig for å identifisere årsakssammenhengen mellom potensielle biomekaniske faktorer og risiko for ACL-skade, noe som vil være til hjelp for å utvikle enda mer spesifikke skadeforebyggende treningsprogram.

For å finne en sterk årsakssammenheng mellom en faktor og økt risiko for skade ACL-skade er det altså først og fremst nødvendig med et valid og reliabelt screeningverktøy til å måle den aktuelle faktoren (Dallinga et al., 2012). Et screeningverktøy bør kunne fange opp et bevegelsesmønster tilsvarende bevegelsesmønsteret i de vanlige skadesituasjonene, som ved en ACL-skade ofte er ved raske retningsforandringer eller ettbens landinger (Bahr & Holme, 2003; Renstrom et al., 2008; Tirabassi et al., 2016). Videre bør screeningverktøyet ha høy spesifisitet og sensitivitet for å best mulig kunne skille utøverne med og uten økt risiko for skade (Bahr, 2016). Det er utviklet mange screeningverktøy for å kartlegge knekontroll hvor de varierer mellom å inneholde ettbens og tobens aktiviteter som hopp, landinger eller vendinger.

2.6 Ettbens knebøy og tobens fallhopp som screeningverktøy for kartlegging av knekontroll

Ettbens knebøy og tobens fallhopp er vanlige og ofte brukte tester for å kartlegge knekontroll i klinikk og studier (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016; Munro et al., 2017; Stensrud et al., 2011). Studier som benytter de to screeningverktøyene varierer mellom å evaluere knekontroll subjektivt (Raisanen et al., 2016; Stensrud et al., 2011), ved 2D-videoanalyser (Munro, Herrington, & Carolan, 2012; Stensrud et al., 2011) eller ved 3D-bevegelsesanalyser (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016). 3D-bevegelsesanalyse blir sett på som «gullstandard» for måling av kinematikk i underekstremitetene (Ford, Myer, & Hewett, 2007; McLean et al., 2005).

Ved bruk av 3D-bevegelsesanalyse er det vist at kvinner har større grad av DKV enn menn ved både ettbens knebøy (Zeller, McCrory, Ben Kibler, & Uhl, 2003) og ved tobens fallhopp (Ford et al., 2003). Hewett et al. (2005) konkluderte med at tobens fallhopp målt med 3D-bevegelsesanalyse var en god screeningtest til å kartlegge knekontroll hos kvinnelige idrettsutøvere. 3D-bevegelsesanalyse av ettbens knebøy er også vist å være et egnet verktøy til kartlegging av knekontroll hos kvinnelige idrettsutøvere (Alenezi, Herrington, Jones, & Jones, 2014; Whatman, Hing, & Hume, 2011). En annen studie konkludert med at både subjektiv vurdering og 2D-videoanalyse av ettbens knebøy og tobens fallhopp også kan brukes til å kartlegge redusert knekontroll hos kvinnelige idrettsutøvere, men at testene bør benyttes i kombinasjon for å fange opp flest mulig utøvere med redusert knekontroll (Stensrud et al., 2011).

Tobens fallhopp har vist å rapportere mindre grad av knevalgus enn idrettsspesifikke bevegelser som retningsforandring og ettbens landing (Cowley, Ford, Myer, Kernozek, & Hewett, 2006; Kristianslund & Krosshaug, 2013; Munro et al., 2017). En studie fant at kneabduksjonsmomentet var seks ganger høyere ved en rask retningsforandring enn ved tobens fallhopp, og rapportert en moderat korrelasjon i knevalgus vinkel ($r_s=0,70$) og svak korrelasjon ($r_s=0,13$) i kneabduksjonsmoment (Kristianslund & Krosshaug, 2013).

Knevalgus ved ettbens knebøy har derimot vist å ha en moderat til sterk korrelasjon ($r=0,54-0,70$) med mer idrettsspesifikke bevegelser som løping, ettbens landing og retningsforandring (Alenezi et al., 2014; Atkin, Herrington, Alenezi, Jones, & Jones, 2014; Whatman et al., 2011). Disse funnene kan indikere at en ettbens knebøy er et bedre screeningverktøy til å kunne identifisere risikofaktorer for ACL-skade i idretter som fotball og håndball.

2.6.1 2D-videoanalyse av ettbens knebøy og tobens fallhopp

Prosessen rundt «gullstandarden» 3D-bevegelsesanalyse er tid krevende og kostbar, 2D-videoanalyse er derfor et enklere og mindre kostbart alternativ (Mizner, Chmielewski, Toepke, & Tofte, 2012; Mok, 2015; Ortiz et al., 2016). Flere studier har benyttet 2D-videoanalyse til å kalkulere ulike variabler for å beskrive frontalplans knevalgus ved ettbens knebøy og tobens fallhopp (McLean et al., 2005; Mizner et al., 2012; Munro et al., 2017; Stensrud et al., 2011).

Variabler som beskriver frontalplans knevalgus ved 2D-videoanalyse

DKV er en betegnelse på en samlet bevegelse i frontal- og transversalplanet som inkluderer potensielt adduksjon og innadrotasjon i hoften, kneabduksjon, utadrotasjon av tibia og ankeleversjon (Hewett, Myer, et al., 2006). Ved bruk av fluoroscopy system har den faktiske maksimale valgus vinkelen i kneleddet i frontalplanet hos kvinner blitt målt til gjennomsnittlig $1,7\pm 0,9^\circ$ ved en dyp landing ved tobens fallhopp (Myers et al., 2011), mens ved 2D-videoanalyse av tobens fallhopp dypeste punkt er variabler som presenterer knevalgus vinkel eksempelvis blitt målt til gjennomsnittlig $9\pm 10^\circ$ (Stensrud et al., 2011). Variablene som er mål på frontalplans knevalgus ved 2D-videoanalyser gir altså uttrykk for den delen av DKV som observeres i frontalplanet og ikke den faktiske valgusen i kneleddet. Variablene som benyttes ved 2D-videoanalyse kan skilles mellom variabler kalkulert som vinkler og variabler kalkulert som avstander.

Måling av knevinkel i frontalplanet, også ofte kalt frontalplans projeksjonsvinkel (FPPV), er hyppig brukt som variabel for frontalplan knevalgus ved 2D-videoanalyse (McLean et al., 2005; Mizner et al., 2012; Munro et al., 2012; Munro et al., 2017). Den vanligste metoden er at FPPV beskriver frontalplan knevalgus ved å kalkulere en vinkel mellom femur og tibia segmentet basert på referansepunkt fra hofte, kne og ankel (Gwynne & Curran, 2014; McLean et al., 2005; Mizner et al., 2012; Munro et al., 2012; Munro et al., 2017). Referansepunkt for kalkulering av vinkelen variere noe mellom studiene, der blant annet referansepunkt ved hoften varierer mellom SIAS (Gwynne & Curran, 2014; Munro et al., 2012; Ortiz et al., 2016), proksimale femur (Mizner et al., 2012) og hoftelèddsenteret (McLean et al., 2005). For kneet er benyttede referansepunkt midt-patella (Ortiz et al., 2016) eller midtpunktet mellom femur epikodylene (Gwynne & Curran, 2014; Mizner et al., 2012; Munro et al., 2012). FPPV har også blitt brukt til å representere en dynamisk variabel ved å kalkulere FPPV ved utgangsstilling og ved dypeste punkt (Willson, Ireland, & Davis, 2006). Med bakgrunn i at 2D-videoanalyse ikke klarer å skille bevegelser i transversalplanet fra frontalplanet har studier rapportert at FPPV har en tendens til å bli målt større ved 2D-videoanalyse enn ved 3D-bevegelsesanalyse (McLean et al., 2005; Ortiz et al., 2016).

Kne separasjonsdistanse (KSD) er et mål for knevalgus i frontalplanet som er beregnet på avstanden mellom knærne (Ortiz et al., 2016; Sigward, Havens, & Powers, 2011). Ortiz et al. (2016) presenterte KSD som differansen mellom avstanden mellom knærne ved utgangsstilling og ved det dypeste punktet. Andre studier har normalisert KSD ved å dividere

med hofte separasjonsdistansen for å ta høyde for individuell hoftebredde (Barber-Westin, Galloway, Noyes, Corbett, & Walsh, 2005; Sigward et al., 2011). Kne til ankel separasjonsratio (KASR) er distansen mellom knærne delt på distansen mellom ankene (Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016).

Mok (2015) introduserte en ny variabel for mål på frontalplans knevalgus. Han presenterte knevalgus i frontalplanet med medial kneposisjon (MKP) og definerte det som avstanden fra kneleddsenteret til linjen mellom hofte- og ankel-leddsenteret. Differansen mellom MKP ved første bakkekontakt og dypeste punkt ved tobens fallhopp kalkulerte han som medial kneforflytning (MKF) (Mok, 2015). Fordelen med MKP og MKF fremfor andre avstandsmål som KADR og KSD er at de kan måle DKV individuelt for høyre og venstre ben (Mok, 2015).

2.6.2 Reliabilitet og validitet av 2D-videoanalyse ved ettbens knebøy

FPPV målt med 2D-videoanalyse ved en ettbens knebøy har blitt vist å være et reliabelt og valid måleverktøy (Gwynne & Curran, 2014; Herrington, Alenezi, Alzhrani, Alrayani, & Jones, 2017). Intra-tester reliabilitet har blitt rapportert med ICC på 0,72-0,92 og test-retest reliabilitet med ICC på 0,57-0,86 ved kalkulering av FPPV ved en ettbens knebøy (Gwynne & Curran, 2014; Herrington et al., 2017; Munro et al., 2012; Stensrud et al., 2011). En av studiene rapporterte også en inter-tester reliabilitet mellom to testere med ICC på 0,97 (Herrington et al., 2017).

To studier har vist en god korrelasjon mellom 2D FPPV og kneabduksjonsvinkel målt ved 3D-bevegelsesanalyse ($r = 0,64-0,79$), og konkludert med at 2D-videoanalyse kan benyttes som et alternativ til 3D-bevegelsesanalyse for vurdering av knekontroll ved ettbens knebøy (Gwynne & Curran, 2014; Herrington et al., 2017). Herrington et al. (2017) fant i tillegg en moderat korrelasjon ($r = 0,65$) mellom 2D FPPV og 3D kne abduksjonsmoment. En annen studie fant at FPPV målt med 2D-videoanalyse var korrelert til bevegelser i både frontal- og transversalplanet hvor de fant signifikant korrelasjon med både økt hofteadduksjon ($r = 0,32$), økt utadrotasjon av tibia ($r = 0,48$) og noe overraskende redusert innadrotasjon i hoften ($r = 0,31$) målt med 3D-bevegelsesanalyse ved en ettbens knebøy (Willson & Davis, 2008).

2.6.3 Reliabilitet og validitet av 2D-videoanalyse ved tobens fallhopp

2D-videoanalyse av FPPV som mål på frontalplans knevalgus ved tobens fallhopp har også blitt rapportert å være et reliabelt måleverktøy med intra-tester reliabilitet med ICC på 0,91-0,95 (Munro et al., 2012; Ortiz et al., 2016; Paz et al., 2019; Stensrud et al., 2011), test-retest reliabilitet med ICC på 0,88-0,89 (Munro et al., 2012; Stensrud et al., 2011) og inter-tester reliabilitet med ICC på 0,89-0,98 (Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016).

Validiteten av 2D-videoanalyse av FPPV ved tobens fallhopp er rapportert noe svakere enn ved ettbens knebøy. En studie som så på to ulike beregningsmetoder for FPPV fant svak til moderat korrelasjon mellom FPPV målt med 2D-videoanalyse og 3D-bevegelsesanalyse ved tobens fallhopp (ICC = 0-0,57) (Ortiz et al., 2016). Ortiz et al. (2016) fant derimot en sterk korrelasjon mellom KASR og KSD ved 2D-videoanalyse og 3D-bevegelsesanalyse ved tobens fallhopp (ICC = 0,94-0,96). En annen studie fant moderate korrelasjoner mellom 2D FPPV og 3D kneabduksjons vinkel ($r = 0,38$) og moment ($r = 0,59$), men fant i likhet med Ortiz et al. (2016) at 2D KASR korrelerte bedre med 3D kneabduksjons- vinkel ($r = 0,5$) og moment ($r = 0,63$) enn 2D FPPV (Mizner et al., 2012). Studien konkluderte med at både FPPV og KASR målt med 2D-videoanalyse kan benyttes til vurdering av frontalplan knevalgus ved tobens fallhopp (Mizner et al., 2012). Også variabelen MKP målt med 2D-videoanalyse er vist å kunne benyttes som en potensiell erstatter for 3D-bevegelsesanalyse ved vurdering av frontalplan knevalgus ved tobens fallhopp (Willis et al., 2019). Willis et al. (2019) rapporterte at MKP målt ved 2D-videoanalyse forklarer 71% av variasjonen i knevalgus ved 3D-bevegelsesanalyse.

2.6.4 Samsvar mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse

Bahr & Holme (2003) presiserte viktigheten av presise målemetoder dersom en prospektive kohortstudier skulle kunne identifisere potensielle risikofaktorer. Studier som har undersøke årsakssammenheng mellom DKV og økt risiko for skade benytter ofte kun et screeningverktøy for kartlegging av knekontroll, hvor ettbens knebøy eller tobens fallhopp hyppig blir benyttet (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016; Leppänen et al., 2017; Räsänen et al., 2018). For å vite hvilket screeningverktøy man bør benytte, og hvorvidt det er tilstrekkelig å benytte kun ett screeningverktøy, er det nyttig å vite noe om samsvaret mellom de ulike screeningverktøy.

To studier har sett på forholdet mellom FPPV ved ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse (Munro et al., 2017; Stensrud et al., 2011). Munro et al. (2017) inkluderte 88 kvinnelige fotball- og basketballspillere og rapportert en signifikant moderat korrelasjon i FPPV mellom de to testene ($r = 0,30$, $p < 0,05$). Studien fant også at FPPV målt ved 2D-videoanalyse var signifikant større ved ettbens knebøy ($9,72 \pm 6,04^\circ$, $p < 0,05$) enn ved tobens fallhopp dypeste punkt ($0,67 \pm 9,65^\circ$, $p \leq 0,001$). Den største korrelasjonen fant studien i FPPV mellom ettbens knebøy og ettbens fallhopp ($r = 0,57$, $p < 0,05$).

Stensrud et al. (2011) så på 186 kvinnelige fotballspillere og fant svak til moderat korrelasjon mellom ettbens knebøy, tobens fallhopp og ettbens fallhopp ($r_s = 0,24-0,53$, $p < 0,01$), hvor korrelasjonen mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt ble beskrevet som svak. I denne studien undersøkte de også på enigheten mellom subjektiv vurdering av knekontroll ved ettbens knebøy og tobens fallhopp, og fant en dårlig enighet hvor kun 20% av de kategoriserte med dårlig knekontroll ble plukket opp ved både ettbens knebøy og tobens fallhopp. Deskriptiv data fra studien viste at FPPV ved ettbens knebøy var større med gjennomsnittlig $17 \pm 11^\circ$ for høyre ben og $13 \pm 10^\circ$ for venstre, mens tobens fallhopp hadde gjennomsnittlig FPPV på $9 \pm 10^\circ$ for høyre ben og $7 \pm 9^\circ$ for venstre ben (Stensrud et al., 2011).

Funnene i studiene til Munro et al. (2017) og Stensrud et al. (2011) viser at ettbens knebøy utfordrer frontalplan knevalgus i større grad enn tobens fallhopp og at testene har en svak korrelasjon, noe som tyder på at ettbens knebøy og tobens fallhopp identifiserer redusert knekontroll hos ulike individer. Vi ønsket å undersøke om vi fant støttende funn ved å inkludere et større utvalg og flere variabler som mål på frontalplans knevalgus ved 2D-videoanalyse. Resultatene vil være med på å indikere om det er tilstrekkelig å gjennomføre en av testene for vurdering av frontalplan knevalgus eller om testene bør kombinere. Dette vil være nyttig i fremtidige studier hvor man benytter disse screeningtestene som målemetoder og i den kliniske hverdagen hvor man gjennomfører kartlegging av knekontroll.

3. Metode

3.1 Studiedesign

Senter for idrettsskedeforskning ved Norges idrettshøgskole startet i 2007 en prospektiv kohortstudie med hovedformålet å se på risikofaktorer for ACL-skader blant kvinnelige elite håndball- og fotballspillere. I 2007 ble alle kvinnelige håndballspillere med kontrakt med et A-lag i eliteserien (Postenligaen) invitert til deltagelse i prosjektet. De inkluderte spillerne ble testet i 2007-2008. Kvinnelige fotballspillere fra eliteserien (Toppserien) ble inkludert fra 2009. Fra 2008 og til og med 2014 ble nye lag og spillere fortløpende invitert til deltagelse. Studien inkluderte totalt 880 spillere hvor alle spillerne ved inkludering i studien gjennomførte en syvtimers testdag. Testdagen bestod av screeningtester gjennom sju ulike stasjoner i tilfeldig rekkefølge. Testene inkluderte måling av biomekaniske-, nevromuskulære- og anatomiske faktorer. En av stasjonene bestod av screeningtester for vurdering av frontalplan knekontroll ved ettbens knebøy, ettbens- og tobens fallhopp. Knekontroll ble fortløpende vurdert subjektivt av en erfaren fysioterapeut, i tillegg ble det tatt opp video for senere 2D-videoanalyse.

Denne masteroppgaven er en tverrsnittstudie basert på data fra kohortstudiens 2D-videoanalyse av ettbens knebøy og tobens fallhopp. Videoanalysene er basert på videoopptak av de aktuelle testene fra 2007 til 2014.

3.2 Utvalg

813 kvinnelige elite håndball- og fotballspillere fra kohortstudien hadde videoopptak fra ettbens knebøy og tobens fallhopp, hvor 417 var håndballspillere og 396 fotballspillere.

3.3 Testprotokoll

Før gjennomføring av ettbens knebøy og tobens fallhopp fikk spillerne en gjennomgang av utførelsen av testene. Alle spillerne gjennomførte et standardisert oppvarmingsprogram med 2 x 8 repetisjoner knebøy, 2 x 5 repetisjoner maksimale spensthopp og tøying av leggmuskulatur. Deretter fikk de 1-3 testforsøk på hver test for å bli kjent med testen. Alle spillerne hadde på shorts, sports-bh og innesko til treningsbruk. Spina iliaca anterior superior (SIAS) og tuberositas tibiae var markert med små biter sportstape for å definere og

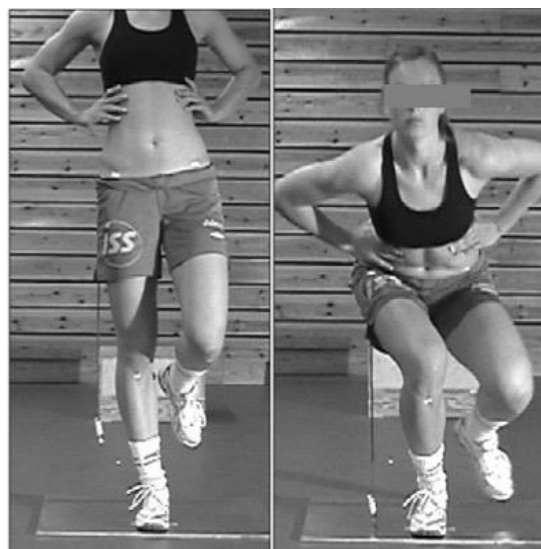
identifisere anatomiske landemerker som var viktig for 2D-videoanalysen. Spillerne skulle gjennomføre tre godkjente forsøk for hver test og hvert ben, svarende til totalt ni godkjente forsøk på de to testene. Om et forsøk ikke ble godkjent fikk spillerne et nytt forsøk. De tre siste godkjente forsøkene ble gjeldene og senere benyttet i videoanalysen.

3.3.1 Ettbens knebøy

Før gjennomføring av testen ettbens knebøy ble 90° knefleksjon målt med et standard goniometer (GYMNA, Berlin, Tyskland) når spilleren gjennomførte en tobens knebøy. I denne posisjonen ble en tråd med en metallgjenstand på enden festet til det laterale området av hoften slik at metallgjenstanden akkurat berørte underlaget ved 90° knefleksjon (Figur 2). Selve testen ble gjennomført med spilleren stående på en metallplate. Når spillerne hørte en lyd fra metallgjenstanden som berørte metallplaten kunne de returnere til startposisjon (Figur 3). Spillerne ble instruert til å ha fokus rett frem og armene plassert på hver side av hoftene under hele testen. Hvis spilleren ikke fulgte instruksjonene ovenfor, berørte underlaget, støttet seg på motsatt ben eller falt, var forsøket ugyldig.



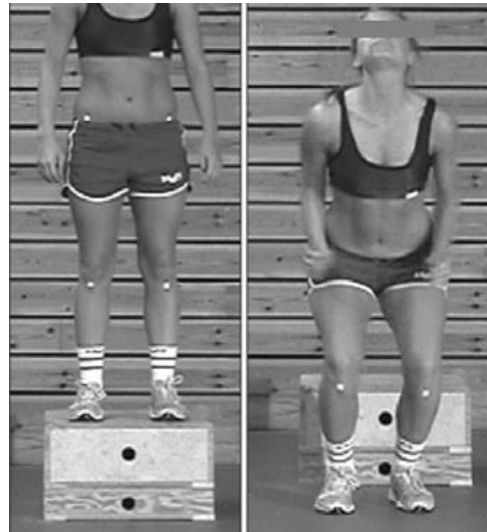
Figur 2: Forberedelser for ettbens knebøy. En snor med et metallobjekt på enden festes lateralt på hoften slik at metallobjektet akkurat berører



Figur 3: Ettbens knebøy. Startposisjon (venstre) og 90° knefleksjon (høyre).

3.3.2 Tobens fallhopp

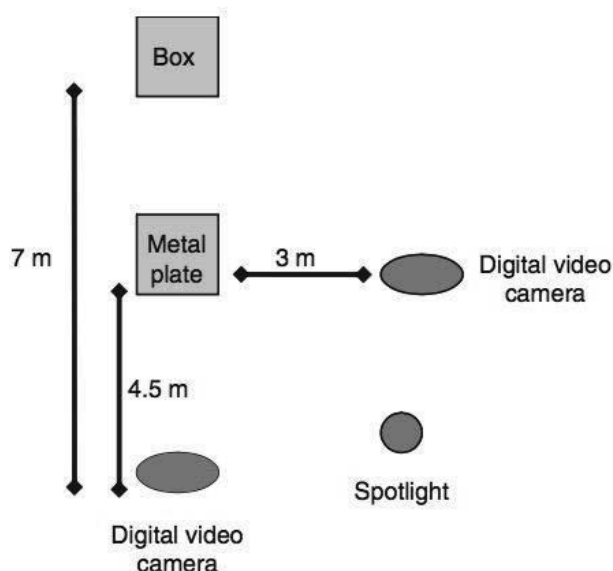
Tobens fallhopp ble utført på samme måte som testen utviklet av Hewett et al. (2005). Spillerne stod på toppen av en 30 cm høy boks. De ble instruert til å slippe seg ned fra kassen og direkte utføre et maksimalt vertikalt hopp (Figur 4). For å sikre maksimal innsats skulle spillerne strekke seg med begge hender etter en ball (håndball/fotball) som var plassert 260 cm over underlaget. Forsøket ble ikke godkjent hvis spilleren hoppet ned fra kassen, strakk seg etter ballen med kun en hånd, mistet balansen eller falt under testen.



Figur 4: Tobens fallhopp. Startposisjon (venstre) på kasse og vertikalt hopp (høyre).

3.4 2D-videoanalyse

Begge testene beskrevet ovenfor ble filmet med et videokamera. Kameraposisjonen var standardisert, og plassert foran spilleren slik at bekkenet var synlig gjennom hele bevegelsen (Figur 5). Videoopptakene har gjennom to runder blitt analysert med 2D-videoanalyse for vurdering av knekontroll.



Figur 5: Plassering av videokamera (Stensrud et al., 2011).

3.4.1 Prosedyre for 2D-videoanalyse

Analysene ble gjennomført i analyseprogrammet imageJ hvor det fra videoopptakene ble valgt ut stillbilder. Ved ettbens knebøy var det stillbildet hvor snora først berørte bakken, det vil si ved 90° knefleksjon. Ved tobens fallhopp var det stillbildet hvor hælen til spilleren først berørte bakken, definert som ”første kontakt” og stillbildet der spilleren hadde størst knefleksjon, definert som ”dypeste punkt”.

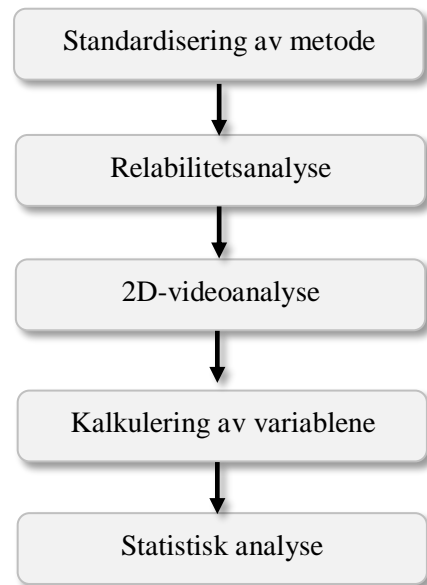
På de utvalgte stillbildene ble det plassert seks markører (Figur 6). Markørene ble plassert i hoftelddsenter (markør 1 og 2), kneleddsenter (markør 3 og 4) og ankelleddsenter (markør 5 og 6). Hoftelddsenteret ble estimert basert på Bell´s metode og ble definert til å ligge 2,5 cm og 5 cm distalt for SIAS (Bell, Pedersen & Brand, 1990). Kneleddsenteret var definert som midtpunktet mellom femurkondylene (Davis, Öunpuu, Tyburski, & Gage, 1991), og ankelleddsenteret midt mellom malleolene (Eng & Winter, 1995). Basert på markørenes plassering ble det gjennom imageJ estimert x og y koordinater som ble brukt til å kalkulere aktuelle variabler frontalplans projeksjonsvinkel (FPPV) og medial kneposisjon (MKP). De opptil 3 siste gyldige forsøkene av tobens fallhopp og ettbens knebøy for både høyre og venstre ben ble analysert, det vil si totalt opptil 12 stillbilder, hvorav 6 for fallhopp og 3 for hvert ben under ettbens knebøy. For å bli inkludert i analysene måtte spilleren ha 2D-videoanalyse av minimum to godkjente forsøk av både høyre og venstre ben ved ettbens knebøy og tobens fallhopp. Spillere med manglende videofil, feil i videofil, manglende etterfulgt testprosedyre eller ugyldig test ble ekskludert, fordelt i totalt 4 ekskluderingskategorier.



Figur 6: Plassering av markørene ved ettbens knebøy høyre ben og venstre ben.

3.4.2 Prosessen for 2D-videoanalysene

Prosessen for 2D-videoanalysene har vært omfattende (Figur 7). Prosessen har bestått av standardisering av metode hvor alle i analyseteamet gjennomførte opplæring og praktisk øving basert på den utviklede prosedyren for 2D-videoanalyser. Deretter ble det gjennomført reliabilitetsanalyse for å sikre god inter-reliabilitet mellom alle i analyseteamet. Videre gjennomførte analyseteamet hoved 2D-videoanalysene av alle tilgjengelige videofiler. Etter å ha fullført alle videoanalysene ble variablene for de inkluderte spillerne kalkulert, og videre tatt med i de statistiske analysene.



Figur 7: Flytskjema over prosessen for 2D-videoanalysene.

3.4.3 Standardisering av metode

Analyseteamet som gjennomførte analysene i denne runden bestod av en biomekaniker og tre fysioterapeuter; en fysioterapeut med PhD samt to idrettsfysioterapi masterstudenter. Før gjennomføring av hovedanalysene ble det gjennomført omfattende opplæring for standardisering av metoden. Dette innebar totalt tre konsensumøter som inkluderte opplæring i analyseprogrammet imageJ, gjennomgang av prosedyrer, studering av modeller i forhold til plassering av leddsenter (Figur 8) og individuell analysing av øvingsvideoer med felles gjennomgang og diskusjon av eventuelle usikkerhetsmomenter. Opplæring i prosedyren ble ledet av en fysioterapeut fra et tidligere analyseteam Solveig Thorarinsdottir og PhD Tron Krosshaug. Den praktiske øvingen ble avsluttet med en reliabilitetsanalyse for å se på inter-tester reliabiliteten.



Figur 8: Skjelettmodell ved ettbens knebøy som illustrerer plassering av leddsenter.

3.4.4 Inter-tester reliabilitet

Før begge rundene med 2D-videoanalyser ble det gjennomført reliabilitetsanalyser for å undersøke inter-tester reliabiliteten mellom analytikerne, en i 2016 og en i 2018 med fire testere i begge rundene. Ved begge reliabilitetsanalysene gjennomførte analyseteamet 2D-videoanalyser av 20 randomisert utvalgte spillere. Reliabilitetsanalysene som ble gjennomført i første runde viste utmerket inter-tester reliabilitet for variablene FPPV og MKP ved ettbens knebøy høyre ben og tobens fallhopp første bakkekontakt og dypeste punkt med ICC på 0,85 til 0,94 (Rosvoll, 2017), mens reliabilitetsanalysene for andre runde viste god til utmerket inter-tester reliabilitet med ICC på 0,60 til 0,95 for samme variabler og tester (Orkelbog, 2018) (Tabell 1).

Tabell 1: Oversikt over de to gjennomførte inter-tester reliabilitetsstudien.

	Inter-tester reliabilitet første runde (Rosvoll, 2017)		Inter-tester reliabilitet andre runde (Orkelbog, 2018)	
	ICC	SEM	ICC	SEM
Ettbens knebøy				
FPPV (°)	0,88	6,6°	0,95	1,9°
MKP (%)	0,87	3 %	0,93	3,20 %
Tobens fallhopp FK				
FPPV (°) H	0,85	3,6°	0,70	3,5°
FPPV (°) V	0,89	5,5°	0,72	4,5°
MKP (%) H	0,85	1,60 %	0,83	1,10 %
MKP (%) V	0,89	2,40 %	0,60	1,50 %
Tobens fallhopp D				
FPPV (°) H	0,91	4,4°	0,94	3,5°
FPPV (°) V	0,93	6,6°	0,93	4,3°
MKP (%) H	0,92	2,10 %	0,81	1,10 %
MKP (%) V	0,94	2,60 %	0,82	1,40 %

ICC = Intraclass korrelasjons koeffisient, SEM = standard error of measurement. FPPV = frontalplan projeksjonsvinkel, MKP = medial kneposisjon, H = høyre ben, V = venstre ben, FK = første kontakt, D = dypeste punkt

3.4.5 Kalkulering av variablene fra 2D-videoanalyse

Basert på koordinatene fra videoanalysene ble de aktuelle variablene kalkulert. Frontalplans projeksjonsvinkel (FPPV) og medial kneposisjon i frontalplanet (MKP) ble beregnet ved både høyre og venstre ettbens knebøy og ved tobens fallhopp første bakkekontakt og dypeste punkt. Alle variablene er beregnet som gjennomsnitt fra to til tre gyldige forsøk.

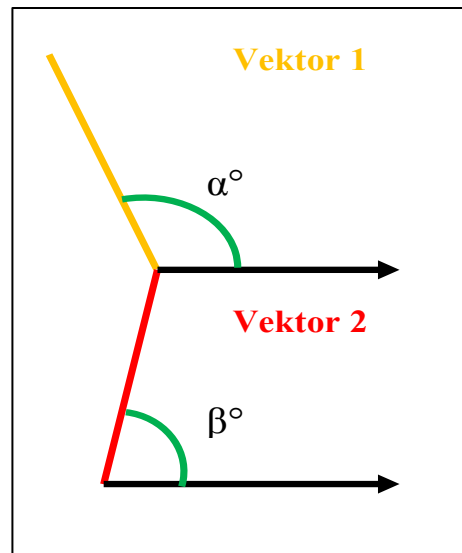
FPPV ble kalkulert ved å benytte hofte-, kne- og ankel- leddsentrene som referanse for vinkelen. En rett linje gjennom hofte- og kne -leddsenteret, og en rett linje mellom ankel og kne, danner vinkelen (Figur 9). Positiv vinkel representerer knevalgus og negativ vinkel representerer knevarus. Formelen for kalkulering av FPPV var $\beta^\circ - \alpha^\circ$ for høyre ben og $\alpha^\circ - \beta^\circ$ for venstre ben. Vinkelen α° beregnes av linjen mellom hofte- og kne- leddsenter og en horisontal linje, mens β° beregnes av linjen mellom kne- og ankel- leddsenter og en horisontal linje (Figur 10). Formelen for α° og β° var:

$$\alpha^\circ = \arctan(\text{vektor 1x}; \text{vektor 1y})$$

$$\beta^\circ = \arctan(\text{vektor 2x}; \text{vektor 1x})$$



Figur 9: Frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) høyre ben. Frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) høyre ben.



Figur 10: Vektorer (1 og 2) og vinkler (α° og β°) i ettbens knebøy høyre ben.

MKP var den vinkelrette avstanden fra kneleddsenteret til den vertikale linjen mellom hofte- og ankel- leddsenteret (Figur 11). Medial MKP (>0) representerer knevalgus og lateral MKP (<0) representerer knevarus.



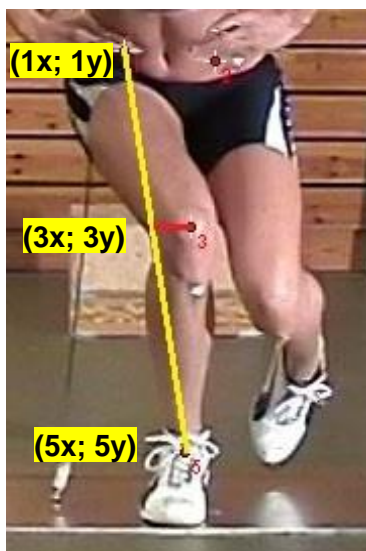
Figur 11: Medial kneposisjon (MKP) høyre ben.

MKP ble først kalkulert i piksler basert koordinater fra hofte-, kne- og ankel- leddsenter (Figur 12). Formelen for MKP-piksel for høyre ben var:

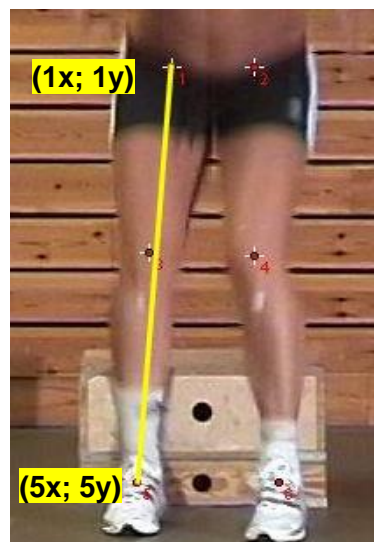
$$\text{MKP_piksel} = \frac{((5x - 1x) * (1y - 3y)) - ((1x - 3x) * (5y - 1y))}{\sqrt{(5x - 1x)^2 + (5y - 1y)^2}}$$

Deretter ble avstanden i piksler kalkulert om til prosent basert på benlengden til spilleren. Det var ingen mål på den absolutte benlengden, så benlengden ble beregnet ut i fra avstanden i antall piksler mellom hoftesenter og ankelsenter ved første kontakt ved tobens fallhopp (Figur 13), med formelen:

$$\text{MKP_}\% = \frac{\text{MKP_piksel}}{\text{Tobens fallhopp FK } (1y - 5y)} * 100$$



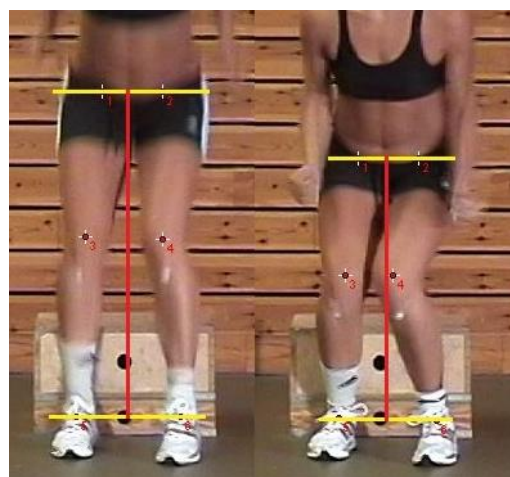
Figur 12: MKP ble beregnet ved bruk av koordinatene (x; y) til hoftel-, kne- og ankelledscenter ved en ettbens knebøy.



Figur 13: Benlengde ble beregnet ved bruk av koordinatene (x; y) til hoftel- og ankelledscenter ved tobens fallhopp første kontakt.

Benlengden ble beregnet fra samme ben og forsøksnummer av tobens fallhopp som ved testen den aktuelle variabelen skulle kalkuleres. Altså ved kalkulering av MKP for høyre ben ved ettbens knebøy første forsøk ble benlengden beregnet fra høyre ben ved første kontakt ved tobens fallhopp første forsøk. Thorarinsdottir (2018) kontrollerte i sin masteroppgave på samme datamateriale at forskjellen mellom denne valgte metoden og en alternativ metode hvor man tar den maksimalt beregnede benlengden fra de tre forsøkene var minimal på gjennomsnittlig 0,19%.

Det ble i tillegg kalkulert variabler for hoppdybde ved tobens fallhopp. Hoppdybden ble beregnet ved differansen mellom høyden til hoftel- og ankelledscentrene (markør 1 & 2) ved tobens fallhopp første kontakt og dypeste punkt. Høyden til hoftel- og ankelledscentrene ble beregnet ved avstanden i piksler mellom y-koordinatene fra hoftel- til ankel- leddscentrene (Figur 14). Hoppdybden ble så kalkulert om til prosent av benlengden med samme metode som ved kalkulering av MKP (%).

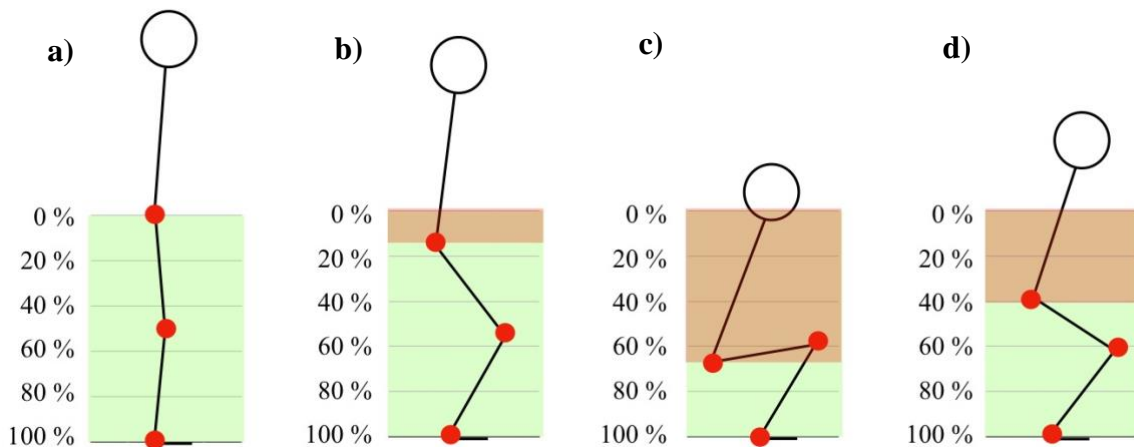


Figur 14: Avstanden mellom hoftel- og ankel-markører ved tobens fallhopp første kontakt (venstre) og tobens fallhopp dypeste punkt (høyre). Kalkulering av differansen ga hoppdybde.

Hoppdybden ved tobens fallhopp varierte mye mellom spillerne. Noen hadde en hoppdybde på 0%, mens den dypeste målte hoppdybden var på 67% (Figur 16). Hos spillerne som gikk så dypt at hoftemarkørene kom under knemarkørene ble utregningen av FPPV ved tobens fallhopp dypeste punkt upålitelig (Figur 15). Ved FPPV målt ved tobens fallhopp dypeste punkt ble derfor spillere med hoppdybde over 40% ekskludert fra de statistiske analysene.



Figur 15: Eksempel på spiller med en ekstrem hoppdybde hvor hoftemarkørene kommer lenger ned enn knemarkører.



Figur 16: Presentasjon og illustrasjon av hoppdybde i prosent (%) ved tobens fallhopp (n=630).

Røde punkter illustrerer hofteleddmarkører, kneleddmarkører og ankelleddmarkører.

- a) Minimalt målt hoppdybde 0%, tilsvarende tobens fallhopp første kontakt.
- b) Gjennomsnittlig hoppdybde 13,9%.
- c) Maksimalt målt hoppdybde 67,4%. Hoftemarkører under knemarkører
- d) Hoppdybde på 40%. Valgt som grenseverdi for ekskludering av "ekstrem" hoppdybde.

For å validere kalkuleringen av variablene FPPV, MKP og HD valgte vi ut 6 tilfeldige spillere hvor vi sammenlignet alle de kalkulerte variablene med målte vinkler og distanser i stillbildet i MB-ruler (the triangular screen ruler, versjon 4.0).

3.5 Statistiske protokoll

Analysene ble beregnet ved bruk av SPSS for Windows, versjon 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Signifikansnivå ble satt til $p < 0,05$ ved alle statistiske analysene.

Karakteristika av utvalget er presentert med gjennomsnitt og standardavvik. Vi gjennomførte deskriptive analyser for variablene FPPV og MKP ved ettbens knebøy, tobens fallhopp første kontakt og tobens fallhopp dypeste punkt. Normalfordeling ble vurdert basert på Kolmogorov-Smirnov test, histogrammer og ”skewness”. Vi støttet oss i tillegg til sentralgrenseteoremet, og tok utgangspunkt i at all data var normalfordelt. Alle variablene for FPPV og MKP er presentert med gjennomsnitt og standardavvik.

Som primære analyser gjennomførte vi avhengige t-tester og Spearman’s rank korrelasjon for variablene FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved både først kontakt og dypeste punkt. Alle analysene er gjennomført med høyre og venstre ben samlet.

Forskjellen mellom testene er presentert med gjennomsnittlig differanse, 95% konfidensintervall og p-verdi. Korrelasjonene er presentert med Spearman’s rank korrelasjonskoeffisient (r_s), 95% konfidensintervall og p-verdi. For å se på enigheten i måling av variablene FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ble differansen og gjennomsnittet av variablene mellom testene presenter i Bland-Altman plot.

Som sekundære analyser gjennomførte vi Spearman’s rank korrelasjon for å se på korrelasjonen mellom variablene FPPV og MKP ved ettbens knebøy, tobens fallhopp første kontakt og dypeste punkt. For å se på hvorvidt det var store variasjoner mellom forsøkene innad hos hver spiller beregnet vi differansen av spillernes første og siste godkjente forsøk. Differansene fra første og siste godkjente forsøk ved alle variablene er presentert med gjennomsnitt og standardavvik, samt maksimal absolutt differanse som beskriver den største observerte differanse mellom første og siste forsøk.

Alle korrelasjonskoeffisientene ble klassifisert som: ingen ($< 0,20$), svak ($0,20$ til $0,45$), moderat ($0,45$ til $0,70$) eller sterk korrelasjon ($> 0,70$) (Fallowfield, Hale, & Wilkinson, 2005).

3.6 Etikk

Hele prosjektet er godkjent av Regional Komité for medisinsk forskningsetikk (REK) og Norsk senter for forskningsdata (NSD) (Vedlegg 1 & 2). Alle spillerne har signert informert samtykke, og for de under 18 år er foresatte sitt samtykke inkludert (Vedlegg 3 & 4). Det var tegnet forsikring som dekke eventuelle skader i forbindelse med testingen (0398160 DnB NOR).

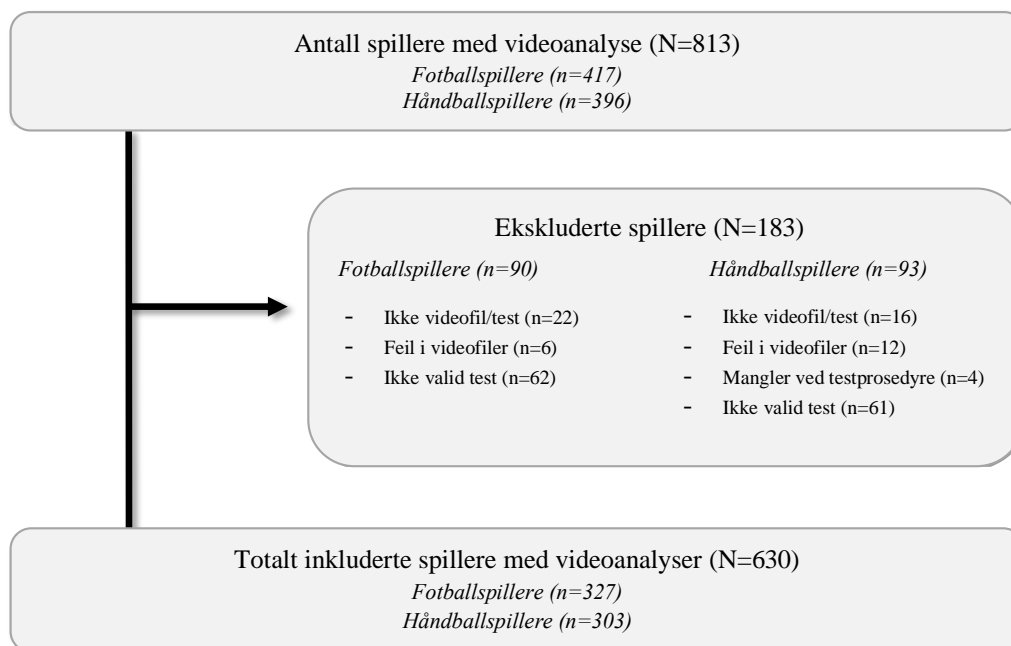
3.7 Oppbevaring av data

Alle innsamlede data fra prosjektet oppbevares i en låst database hvor denne dataen er linket til spillerens navn og id nummer, og kun et fåtall av personer har tilgang. For denne masteroppgaven var det tilgang til kun nødvendig data som ble lagret på ekstern harddisk som ble låst inn og/eller på datamaskin med passord og brukernavn. Sensitiv dataen ble fortløpende slettet så fort tilgjengelighet til dataen ikke var nødvendig.

4. Resultater

4.1 Karakteristika av utvalget

Totalt 630 kvinnelige elite håndball- og fotballspillere hadde komplette resultater fra videoanalysene og ble inkludert i de endelige analysene (Figur 17). Spillerne hadde gjennomsnittlig alder på $21,4 \pm 4$ år, høyde på $169 \pm 6,3$ cm og vekt på $65,7 \pm 7,8$ kg.



Figur 17: Flytskjema med oversikt over eksklusjon og inklusjon.

4.2 Deskriptiv data av variablene

Frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV, °) og medial kneposisjon (MKP, %) ble beregnet for høyre og venstre ben ved ettbens knebøy og tobens fallhopp, både ved første kontakt og dypeste punkt. Variablene er presentert samlet for begge ben (n = 1260). Alle variablene for FPPV og MKP ble vurdert til å være normalfordelt, og er presentert med gjennomsnitt og standardavvik (Tabell 2).

Tabell 2: Deskriptive data av variablene for høyre og venstre ben samlet.

	Gj.snitt ± SD	Min til Maks	N
FPPV (°)			
Ettbens knebøy	8,5 ± 9,2	-17,9 til 47,6	<i>n</i> =1260
Tobens fallhopp FK	-2,8 ± 7,4	-28,8 til 27,2	<i>n</i> =1260
Tobens fallhopp D	2,2 ± 11,1 ^a	-47,8 til 34,5 ^a	<i>n</i> =1240 ^a
MKP (%)			
Ettbens knebøy	3,8 ± 4,2	-6,6 til 21,0	<i>n</i> =1260
Tobens fallhopp FK	-1,2 ± 3,2	-12,9 til 12,1	<i>n</i> =1260
Tobens fallhopp D	0,9 ± 4,2	-18,7 til 13,4	<i>n</i> =1260

FPPV = Frontalplans projeksjonsvinkel (°), MKP = medial kneposisjon i frontalplanet (%).
 FK = Første kontakt. D = dypeste punkt. Gj.snitt = gjennomsnitt. N=antall ben. Positiv verdi =
 knevalgus. Negativ verdi = knevarus. ^a = Ekskludert individer med hoppdybde >40%.

4.3 Forskjeller mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP

For totalt inkluderte ben (*n* = 1260) var FPPV og MKP signifikant lavere ved ettbens knebøy enn tobens fallhopp, i begge posisjoner ($p \leq 0,001$). Differansen i FPPV var 11,3° (95% KI: 10,8 til 11,9) mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved første kontakt og 6,3° (95% KI: 5,7 til 6,7) mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt. For MKP var differansen 5,0% (95% KI: 5,4 til 7,4) mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved første kontakt og 2,9% (95% KI: 2,6 til 3,2) mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved dypeste punkt..

4.4 Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP

Vi fant signifikante positive korrelasjoner for alle inkluderte variabler ($p \leq 0,001$). Samtlige av korrelasjonskoeffisientene lå mellom 0,24 til 0,30, som tilsvarer en svak korrelasjon (Tabell 3).

Tabell 3: Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for variablene FPPV og MKP

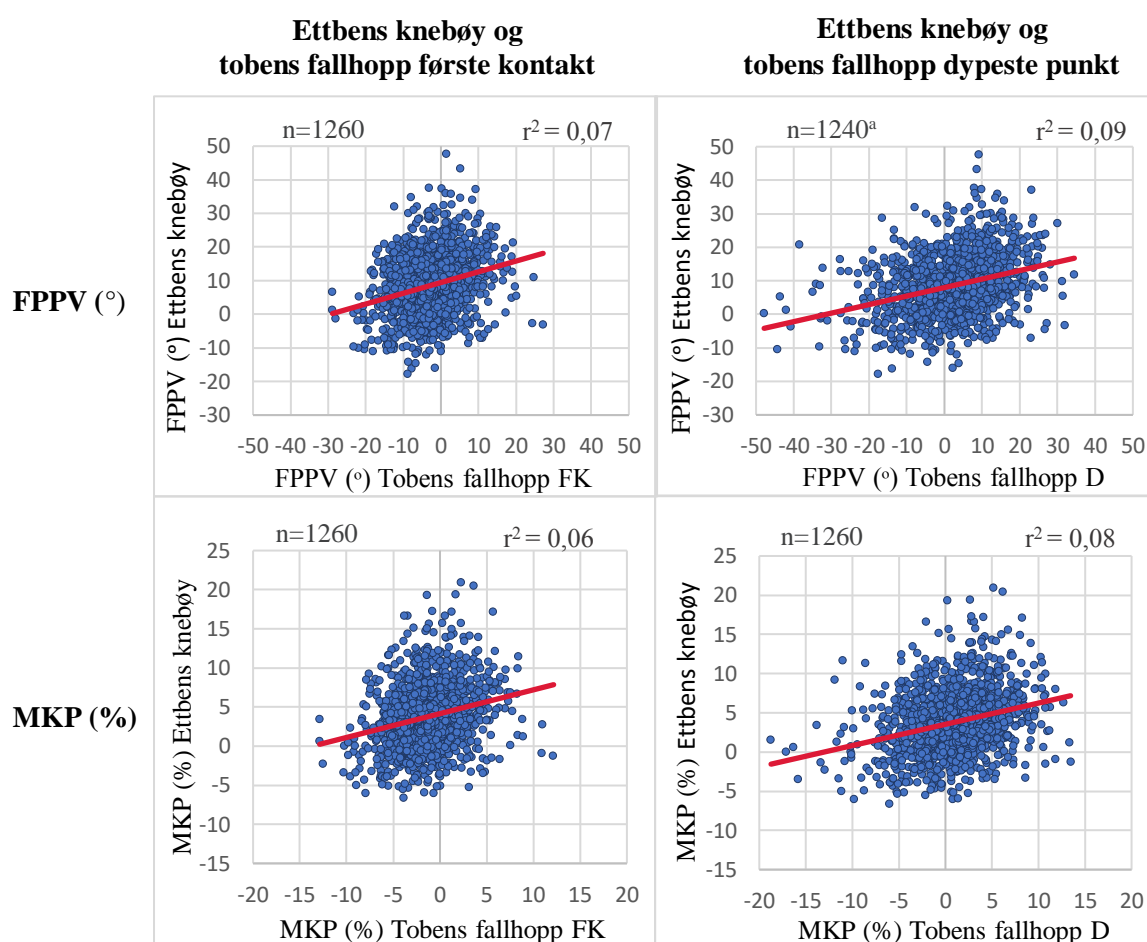
	Ettbens knebøy og tobens fallhopp første kontakt	Ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt
FPPV (°)	0,25 (0,20 til 0,30) <i>n</i> =1260	0,30 (0,25 til 0,35) <i>n</i> =1240 ^a
MKP (%)	0,24 (0,19 til 0,29) <i>n</i> =1260	0,28 (0,23 til 0,33) <i>n</i> =1260

Presentert med Spearman's rank korrelasjonskoeffisient (r_s) og 95% konfidensintervall (KI).

FPPV = Frontalplans projeksjonsvinkel (°), MKP = medial kneposisjon i frontalplanet (%).

^a = Ekskludert for individer med hoppdybde > 40%.

Den største korrelasjon var mellom FPPV ved ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt med $r^2 = 0,09$ (Figur 18), hvilket betyr at FPPV ved tobens fallhopp dypeste punkt forklarer 9% av variasjonen i FPPV ved ettbens knebøy. Svakest korrelasjon fant vi mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp første kontakt ($r^2 = 0,06$), hvilket betyr at MKP ved tobens fallhopp første kontakt forklarer 6% av variasjonen i MKP ved ettbens knebøy (Figur 18).

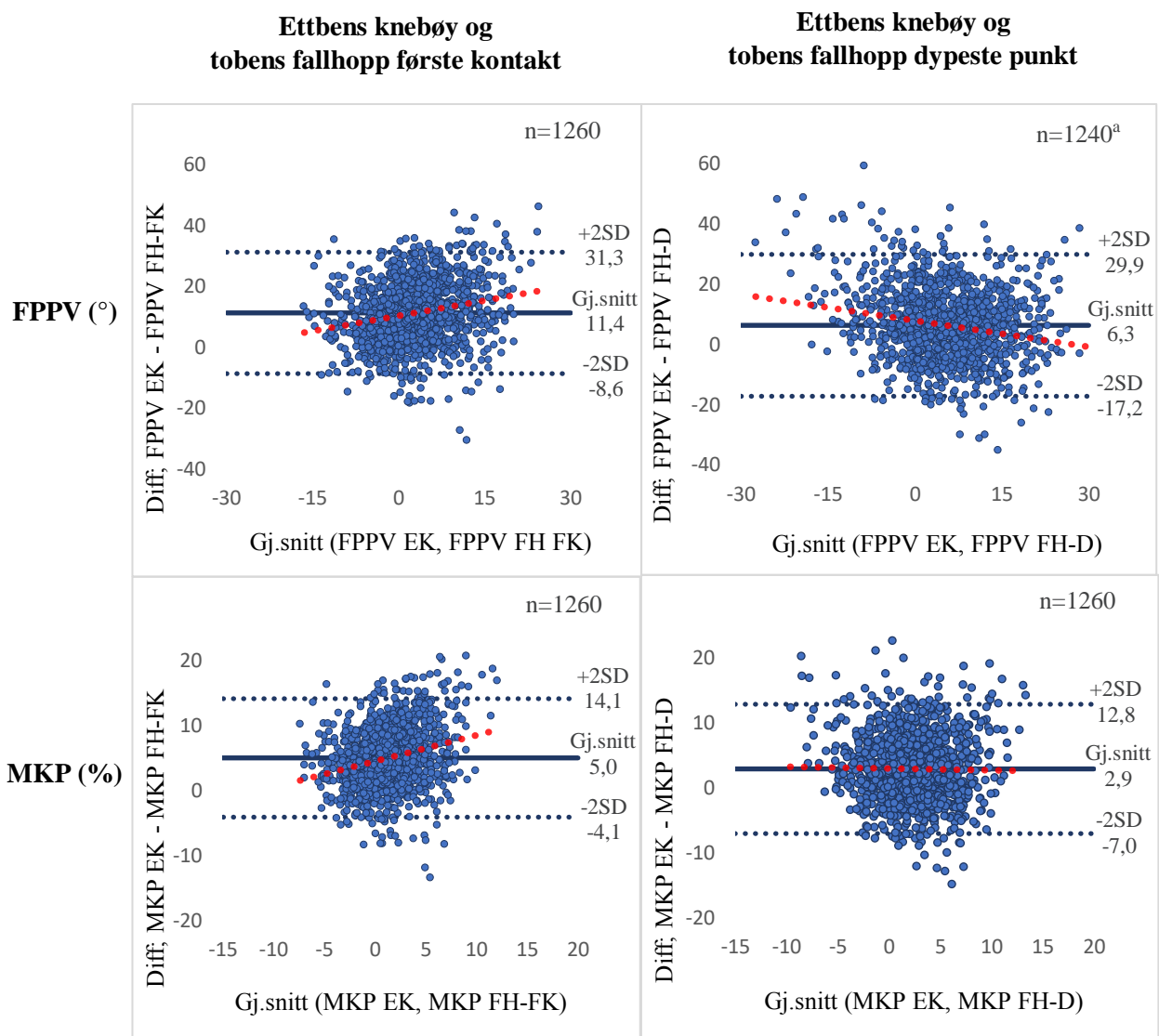


Figur 18: Punktplott som demonstrerer korrelasjonen ettbens knebøy og tobens fallhopp.

^a Ekskluderte individer med hoppdybde >40%, *n* = 20 ben. FPPV = Frontalplans projeksjonsvinkel (°), MKP = medial kneposisjon, FK = første bakkekontakt, D = dypest punkt.

4.5 Enighet i FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp

Figur 19 viser Bland-Altman plot som beskriver enigheten i FPPV og MKP mellom testene. Bland-Altman plottene viser stor spredning i differansene i måling av både FPPV og MKP mellom begge testene. Avstanden mellom øvre og nedre «limit of agreement» (LOA) var større mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt enn ettbens knebøy og tobens fallhopp første kontakt målt med både FPPV ($47,1^\circ$ vs. $39,9^\circ$) og MKP (19,9% vs. 18,2%).



Figur 19: Bland-Altman plott av differanse mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp (y-aksen) opp mot gjennomsnitt av testene (x-aksen).

Presentert med «limit of agreement» ($\pm 2SD$, striplet linje) og gjennomsnittlig differanse mellom testene (gj.snitt, heltrukket linje). FPPV=Frontalplans projeksjonsvinkel ($^\circ$), MKP=medial kneposisjon (%), EK=ettbens knebøy, FH-FK=tobens fallhopp første kontakt, FH-D=tobens fallhopp dypeste punkt. ^a = Ekskluderte individer med hoppdybde > 40%, n = 20 ben.

4.6 Korrelasjon mellom FPPV og MKP

FPPV og MKP hadde en sterk korrelasjon ved både ettbens knebøy ($r_s = 0,971$, $p \leq 0,001$, $n = 1260$), tobens fallhopp første bakkekontakt ($r_s = 1$, $p \leq 0,001$, $n = 1260$) og tobens fallhopp dypeste punkt ($r_s = 0,998$, $p \leq 0,001$, $n = 1240$).

4.7 Variasjon mellom første og siste forsøk av alle testene

Alle variablene ble beregnet som gjennomsnitt av spillernes godkjente forsøk. For å se på hvorvidt det var store variasjoner mellom forsøkene innad hos hver spiller beregnet vi differansen mellom spillernes godkjente første og siste forsøk (Tabell 4). Negativ differanse indikerer at første forsøk hadde lavere FPPV eller MKP enn siste forsøk, og motsatt for positiv differanse. De største differansene ble målt ved tobens fallhopp dypeste punkt for FPPV og ettbens knebøy for MKP.

Tabell 4: Gjennomsnittlig differanse mellom første og siste forsøk ved de ulike testene.

	Differanse \pm SD	Maksimal absolutt differanse	N
FPPV (°)			
Ettbens knebøy	0,15 \pm 7,51	47,66	$n=1260$
Tobens fallhopp FK	0,15 \pm 4,74	23,70	$n=1260$
Tobens fallhopp D	0,52 \pm 7,22	68,23	$n=1240^a$
MKP (%)			
Ettbens knebøy	-0,06 \pm 3,56	26,76	$n=1260$
Tobens fallhopp FK	0,07 \pm 2,08	10,37	$n=1260$
Tobens fallhopp D	0,13 \pm 2,68	24,82	$n=1260$

Presentert med gjennomsnittlig differanse og standardavvik (SD), samt med største observerte differanse mellom første og siste forsøk (maksimal absolutt differanse).

N = antall, FPPV = Frontalplans projeksjonsvinkel (°), MKP = medial kneposisjon i frontalplanet (%). FK= Første kontakt. D = dypeste punkt. ^a = ekskludering av individer med hoppdybde > 40%, n=20 ben.

5. Diskusjon

Denne studien så på samsvaret mellom knekontroll i frontalplanet ved ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse. Vi fant signifikante forskjeller i FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. Ettbens knebøy målte gjennomsnittlig $6,3^\circ$ mer FPPV og 2,9% mer MKP enn tobens fallhopp dypeste punkt, og hele $11,3^\circ$ mer FPPV og 5,0% mer MKP enn tobens fallhopp første kontakt. Videre fant vi svake korrelasjoner mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved både FPPV og MKP ($r_s = 0,24-0,30$). Bland-Altman plott viste stor en spredning i differansene i FPPV og MKP mellom de to testene (Figur 19).

5.1 Forskjellen mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP

Vi observerte en signifikant forskjell i både FPPV og MKP mellom testene, hvor ettbens knebøy hadde betydelig større gjennomsnittlig knevalgus enn tobens fallhopp. Spillerne hadde gjennomsnittlig $11,3^\circ$ større frontalplans knevalgus målt med FPPV ved ettbens knebøy enn ved tobens fallhopp første kontakt og $6,3^\circ$ større frontalplans knevalgus målt med FPPV ved ettbens knebøy enn ved tobens fallhopp dypeste punkt, noe som indikerer at ettbens knebøy i større grad utfordrer knekontroll enn tobens fallhopp. Dette støttes av en tidligere studie hvor en fant at kvinnelige basketball- og fotballspillere hadde gjennomsnittlig 9° større FPPV ved ettbens knebøy enn tobens fallhopp dypeste punkt (Munro et al., 2017). Tilsvarende ble rapportert av Stensrud et al. (2011), som på et mindre utvalg fra samme kohortstudie som i denne oppgaven, fant en gjennomsnittlig differanse i FPPV med 7° høyere frontalplans knevalgus ved ettbens knebøy enn tobens fallhopp ved dypeste punkt.

Vi observerte størst forskjell i frontalplan knevalgus mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp første kontakt. Dette fordi tobens fallhopp hadde større gjennomsnittlig frontalplans knevalgus ved dypeste punkt enn ved første bakkekontakt. Gjennomsnittlig FPPV og MKP var negativ ved tobens fallhopp første kontakt ($-2,8^\circ$ og $-1,2\%$), noe som representerer varus i kneet, mens FPPV og MKP ved tobens fallhopp dypeste punkt var positiv og indikerer knevalgus ($2,2^\circ$ og $0,9\%$). Dette kan forklares både med at en dyp landing ved tobens fallhopp har vist seg å utfordre frontalplan knevalgus i større grad enn en stiv landing (Augustsson, Tranberg, Zügner, & Augustsson, 2018) og med at en innadrotasjon av femur kombinert med

knefleksjon har blitt vist å kunne føre til større måling av FPPV ved 2D-videoanalyse (McLean et al., 2005).

En mulig forklaring på at vi fant større frontalplan knevalgus ved ettbens knebøy enn ved begge posisjoner ved tobens fallhopp kan være at vi i denne studien inkluderte håndball- og fotballspillere, altså idretter som inkluderer stor grad av eksplosive bevegelser som for eksempel retningsforandringer, hopp og landinger. Det kan tenkes at testen tobens fallhopp var mer lik bevegelser de gjennomfører til daglig i forbindelse med idretten, mens de sjelden har gjennomført en ettbens knebøy, noe som kan ha ført til dårligere knekontroll og dermed større frontalplan knevalgus ved ettbens knebøy. Denne forklaringen kan støttes av en RCT studie som viste at spesifikk trening på hopp og landing kunne forbedre FPPV ved tobens fallhopp hos kvinner (18-25 år) (Herrington, Munro, & Comfort, 2015). På den andre siden viste samme studie også at styrketrening av underekstremitetene kunne forbedre FPPV ved ettbens knebøy, men ikke tobens fallhopp (Herrington et al., 2015). Det kan derfor at spillere med god muskelstyrke i underekstremiteten har hatt enklere for å opprettholde god knekontroll ved ettbens knebøy. I motsetning har en nylig masteroppgave, som inkluderte deler av samme utvalg som denne studien, ikke funnet noen assosiasjon mellom muskelstyrke i underekstremitetene og FPPV eller MKP ved ettbens knebøy (Thorarinsdottir, 2018). Dette indikerer at muskelstyrke i underekstremiteten trolig ikke har påvirket FPPV eller MKP ved ettbens knebøy i denne studien.

En annen mulig forklaring på forskjellen i gjennomsnittlig frontalplans knevalgus mellom testene kan være at ettbens aktiviteter utfordrer stabilitet og styrke i større grad enn tobens aktiviteter, noe som kan ha ført til redusert knekontroll og dermed større grad av frontalplans knevalgus ved ettbens knebøy. Dette kan støttes av at Munro et al. (2017) også fant at ettbens landing målte gjennomsnittlig 7° større frontalplans knevalgus målt med FPPV enn tobens fallhopp. På den andre siden fant Stensrud et al. (2011) gjennomsnittlig mindre frontalplans knevalgus målt i FPPV ved ettbens fallhopp enn ved med tobens fallhopp, noe som indikerer at ettbens aktiviteter ikke alltid fører til større grad av frontalplans knevalgus. Funnene til Stensrud et al. (2011) støttes også av andre studier som har funnet en signifikant ($p < 0,05$) større grad av knevalgus vinkel ved tobens aktiviteter sammenlignet med ettbens aktivitet målt med 3D-videoanalyse (Donohue et al., 2015; Harty, DuPont, Chmielewski, & Mizner, 2011). Harty et al. (2011) fant at 27 kvinnelige idrettsutøvere gjennomsnittlig hadde knevalgus ved tobens fallhopp, mens de ved ettbens landing og «step-down» fra kasse hadde

knevarus. Donohue et al. (2015) fant at gjennomsnittlig maksimal knevalgus vinkel var størst ved tobens knebøy, nest størst ved tobens landing og ettbens landing, og minst ved ettbens knebøy. Denne studien inkluderte derimot både mannlige ($n = 17$) og kvinnelige ($n = 17$) idrettsutøvere, noe som kan ha påvirket resultatet da det er vist at kvinner har større grad av frontalplan knevalgus ved en vending eller landing sammenlignet med menn (Chappell et al., 2002; Ford et al., 2003; Ford et al., 2005; Joseph et al., 2011; Landry et al., 2007; Malinzak et al., 2001; Pappas et al., 2007). Donohue et al. (2015) hadde også en annen testprosedyre for ettbens knebøy hvor deltagerne ble instruert til å gå så dypt ned de klarte, i motsetning til deltagerne i vår studie som gikk til 90° knefleksjon. Dette kan ha ført til at utøverne i studien til Donohue et al. (2015) ikke hadde like stor grad av frontalplan knevalgus ved ettbens knebøy som vi fant i denne studien. Funnene fra de overnevnte studiene indikere at det er flere faktorer enn om det er en ettbens aktivitet eller tobens aktivitet som påvirker i hvor stor grad aktiviteten utfordre knekontroll, og dermed fører til større grad av frontalplans knevalgus. Funnene i denne studien og tidligere studier viser derimot en enighet om at ettbens- og tobens- screeningstester måler ulik grad av frontalplans knevalgus.

5.2 Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP

Denne studien fant svake korrelasjoner for både FPPV og MKP mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ($r_s = 0,24-0,30$). Det skal bemerkes at to av fire av korrelasjonskoeffisientene hadde konfidensintervall $< 0,20$ (Tabell 3), noe som ifølge klassifiseringen indikerer ingen korrelasjon (Fallowfield et al., 2005). Funnene viser at FPPV og MKP ved tobens fallhopp kan forklare 6-9% av variasjonen i FPPV og MKP målt ved ettbens knebøy, noe som indikerer at testene identifiserer frontalplans knevalgus hos forskjellige individer. Disse resultatene støtter opp under studiene til Munro et al. (2017) og Stensrud et al. (2011) som også fant svak korrelasjon i FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt.

Denne studien og studien til Munro et al. (2017) fant lik korrelasjonskoeffisient ($r = 0,30$) i FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt. Munro et al. (2017) klassifiserte denne korrelasjonen som en moderat korrelasjon, mens det i denne studien blir klassifisert som en svak korrelasjon (Fallowfield et al., 2005). I motsetning til denne studien som målte FPPV ved 90° knefleksjon målte Munro et al. (2017) FPPV ved dypeste punkt med minimum 45° knefleksjon, noe som gjør at resultatene ikke er direkte sammenlignbare. I viten

om at økt knefleksjon fører til økt DKV målt i frontalplanet med 2D-videoanalyse (McLean et al., 2005), vil metoden som Munro et al. (2017) benyttet kunne tenkes å være en svakhet ved studien. Dette fordi utøverne i Munro et al. (2017) kan ha hatt alt fra 45° til over 90° knefleksjon ved ettbens knebøy, hvor utøverne med stor knefleksjon kan ha fått målt større grad av DKV i frontalplanet enn de med liten knefleksjon. En annen forskjell på studiene som kan ha påvirket sammenlignbarheten er at denne studien presenterte Spearman's rank korrelasjonskoeffisient, mens Munro et al. (2017) presenterte med Pearsons korrelasjonskoeffisient. I tillegg valgte vi i denne studien å ekskludere utøvere med en hoppdybde > 40% av benlengde ved tobens fallhopp dypeste punkt, altså de utøverne som gikk så dypt at hoftemarkøren var nær eller under knemarkøren og kalkulering av FPPV ble unøyaktig. Dette kan tenkes å ha påvirket resultatene i denne studien, samt påvirket sammenligningsgrunnlaget til Munro et al. (2017) og Stensrud et al. (2011) som ikke ekskluderte utøvere med dyp hoppdybde. Til tross for de metodiske forskjellene mellom studiene viser studiene konsistent svak korrelasjon i frontalplans knevalgus mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. Dette tyder på at ettbens knebøy og tobens fallhopp målt med 2D-videoanalyse fanger opp ulike utøvere med redusert knekontroll, noe som indikerer at det ikke er tilstrekkelig å benytte kun en av testene ved kartlegging av knekontroll hos kvinnelige idrettsutøvere.

Så langt vi vet er dette den eneste studien som har sett på korrelasjonen mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp ved første kontakt med underlaget. Korrelasjonen mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp var lavere ved første kontakt enn dypeste punkt for både FPPV ($r_s = 0,25$ vs. $r_s = 0,30$) og MKP ($r_s = 0,24$ vs. $r_s = 0,28$). En mulig forklaring kan være at knefleksjonsvinkelen ved tobens fallhopp dypeste punkt er mer lik 90° knefleksjon som ved ettbens knebøy. En liten knefleksjon som ved tobens fallhopp første kontakt vil antagelig tillate mindre ekskursjon i kneleddet i frontalplanet, slik at forskjeller er vanskeligere å oppdage. Dette kan ha vært en mulig årsak til at korrelasjonene var noe svakere mellom ettbens knebøy og første kontakt ved tobens fallhopp enn ettbens knebøy og dypeste punkt ved tobens fallhopp. På den andre siden var det så små forskjeller mellom korrelasjonskoeffisientene at de også kan skyldes målefeil.

Den svake korrelasjonen vi observerte mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp indikerer at ettbens og tobens screeningtester identifiserer ulike individer med redusert knekontroll. Flere andre studier har undersøkt korrelasjonen mellom andre kombinasjoner av ettbens og tobens

screeningtester. Donohue et al. (2015) fant ingen til moderate korrelasjon ved sammenligning av alle kombinasjoner av ettbens landing, tobens landing, ettbens knebøy og tobens knebøy hos mannlige og kvinnelig idrettsutøvere målt med 3D-bevegelsesanalyse ($r = 0,18-0,70$). Munro et al. (2017) undersøkte også korrelasjonen mellom ettbens landing og tobens fallhopp og fant en svak korrelasjon i FPPV mellom testene ($r = 0,33$). Harty et al. (2011) fant derimot en sterk korrelasjon i frontalplan knevalgus vinkel målt med 3D-bevegelsesanalyse mellom ettbens landing og tobens fallhopp hos kvinnelige idrettsutøvere ($r = 0,72$). Til tross for at korrelasjonen var sterk indikerer dette at frontalplan knevalgus vinkel ved ettbens landing kun forklarer 52% av variasjonen i frontalplan knevalgus vinkel ved tobens fallhopp, noe som kan tenkes å ikke være tilstrekkelig til å kun benytte en av testene for å kartlegge frontalplan knevalgus. Funnene i de overnevnte studiene indikerer at det ikke bare er testene ettbens knebøy og tobens fallhopp som fanger opp ulike individer med redusert knekontroll, men at også andre ettbens og tobens screeningtester identifiserer redusert knekontroll hos ulike kvinnelige idrettsutøvere.

5.3 Enighet mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for FPPV og MKP

Korrelasjon måler styrken av et forhold mellom to variabler, men sier ingenting om grad av enighet mellom de to måle metodene (Bland & Altman, 2010). Det vil være viktig å kartlegge enigheten mellom to måle metodene for å vite i hvor stor grad en måle metode er sannsynlig å variere fra en annen måle metode (Bland & Altman, 2010). Munro et al. (2017) så på korrelasjon og forskjellen i FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp, men gjennomførte ingen analyser som kunne si noe om enigheten mellom testene. For å beskrive enigheten mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp i denne studien presenterte vi Bland-Altman plot med differanse mellom testene og gjennomsnittet av begge testene for hvert målte ben (Figur 19).

Som diskutert tidligere fant vi at alle de gjennomsnittlige differansene mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp var negative, noe som indikerer er svak enighet i måling av DKV. Eksempelvis fant vi at gjennomsnittlige differansen i FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt var på $6,3^\circ$. Denne differansen kan være en konstant differanse eller det kan være et gjennomsnittlig resultat av systematiske endringer (Giavarina, 2015). Dersom denne differansen var konstant med liten spredning kunne det tenkes at man kunne benyttet

testene om hverandre med bevissthet om at ettbens knebøy målte gjennomsnittlig $6,3^\circ$ mer knevalgus eller mindre knevarus enn tobens fallhopp dypeste punkt. Ved visuell inspeksjon av Bland-Altman plottene kan vi ved å se på mønsteret i spredningen av målingene vurdere om det er systematiske endringer (Giavarina, 2015). Ved måling av FPPV ved testene ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt viser Bland-Altman plottet en negativ trend (Figur 19). Dette indikerer at den gjennomsnittlige differansen på $6,3^\circ$ i FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt ikke er konstant, men at en større gjennomsnittlig FPPV av testene fører til en lavere differanse mellom testene. Dette samme observeres også mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp første kontakt, men da med en positiv trend (Figur 19). Dette bekrefter at ettbens knebøy og tobens fallhopp ikke viser enighet i mål av frontalplan knevalgus.

MKP målt ved ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt er eneste kombinasjon som har en tilsynelatende konstant gjennomsnittlig differanse, da vi ser at trendlinjen er tilnærmet horisontal på linje med den gjennomsnittlige differansen mellom testene på 2,9% (Figur 19). Dersom spredningen i den gjennomsnittlige differansen var tilfredsstillende ville man kunne sagt at ettbens knebøy og tobens fallhopp ved dypeste punkt som mål på MKP kan benyttes om hverandre med bevissthet om at ettbens knebøy måler gjennomsnittlig 2,9% mer medial kneposisjon. For å vurdere spredningen i den gjennomsnittlige differansen mellom testene benyttes «limit of agreement» (LOA). Øvre og nedre LOA er beregnet på $\pm 2SD$, noe som indikerer at 95% av differansene vil ligge innenfor nedre og øvre LOA (Bland & Altman, 2010). Visuelt indikerer en smal avstand mellom øvre og nedre LOA en sterk enighet mellom to målemetoder (Giavarina, 2015). Alle Bland-Altman plottene i denne studien har en stor avstand mellom øvre og nedre LOA (Figur 19). Eksempelvis har FPPV målt med ettbens knebøy og tobens fallhopp dypeste punkt nedre LOA på $-17,2^\circ$ og øvre LOA på $29,9^\circ$. FPPV ved ettbens knebøy kunne altså like gjerne vært målt $17,2^\circ$ mindre eller $29,9^\circ$ mer enn tobens fallhopp dypeste punkt i 95% av tilfellene. Denne spredningen er på hele 47° noe som trolig vil være av klinisk betydning, og derfor ikke er en akseptabel differanse i måling av FPPV mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. Dette betyr at ettbens knebøy og tobens fallhopp i denne studien viser liten grad av enighet ved måling av frontalplan knevalgus målt med FPPV og MKP. En liten grad av enighet i frontalplan knevalgus mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp støttes av Stensrud et al. (2011) som rapporterte at kun 20% av utøverne som ved subjektiv vurdering ble kategorisert med dårlig knevalgus ble identifisert ved både ettbens knebøy og tobens fallhopp.

5.4 Begrensninger i metoden

I denne studien var det inkludert 630 kvinnelige elite håndball- og fotballspillere, totalt 1260 ben, noe som er et tilfredsstillende antall til å kartlegge samsvaret mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp. Det er allikevel noen begrensninger ved studien som kan ha påvirket resultatene.

5.4.1 Testprotokoll

I følge testprotokollen skulle spillerne få ett til tre testforsøk før de så skulle gjennomføre tre godkjente forsøk for hver test. Om et forsøk ikke ble godkjent fikk spilleren et nytt forsøk. Vi observerte i denne studien at noen av spillerne hadde gjennomført opptil 12 forsøk før de fikk tre godkjente. Det kan tenkes at spillerne med mange forsøk fikk en læringseffekt underveis, noe som kan ha påvirket grad av DKV positivt i forhold til andre spillere som kun hadde behov for tre forsøk. På den andre siden er det vist at muskeltretthet kan påvirke knekontroll negativt (Liederbach, Kremenec, Orishimo, Pappas, & Hagins, 2014), noe som kan ha påvirket grad av knevalgus hos spillerne med mange forsøk.

En annen mulig begrensning er at spillerne gjennomførte tester ved sju stasjoner i tilfeldig rekkefølge i løpet av en sju timers testdag. Testene inkluderte blant annet maksimal muskelstyrketest, i form av isokinetisk quadriceps- og hamstringstyrke og benpress. Det kan tenkes at spillerne som gjennomførte ettbens knebøy og tobens fallhopp mot slutten av testdagen var påvirket av muskeltretthet, noe som kan ha ført til redusert knekontroll og derfor økt knevalgus. Til tross for dette ble ettbens knebøy og tobens fallhopp gjennomført på samme teststasjon og spillerne hadde derfor tilnærmet lik grad av muskeltretthet ved begge testene. På den andre siden observerte vi at flere av spillerne hadde utfordring med å oppnå 90° knefleksjon ved ettbens knebøy. En mulig forklaring kan være muskeltretthet etter den lange testdagen, uten at vi har oversikt over hvilken rekkefølge på testene disse spillerne hadde. Uansett vil det være naturlig å tenke at knekontroll ved en ettbens aktivitet som ettbens knebøy, hvor det stilles større krav til muskelstyrke og balanse, vil bli mer påvirket av muskeltretthet enn tobens fallhopp. Stensrud et al. (2011) undersøkte test-retest reliabiliteten for 2D-videoanalyse for testene ettbens knebøy og tobens fallhopp ved samme kohorte som denne studien, hvor 18 spillere gjennomførte ettbens knebøy og tobens fallhopp helt i starten av testdagen og på nytt på slutten av testdagen. Studien fant at spillerne ved retest på slutten av dagen hadde gjennomsnittlig $2 \pm 7^\circ$ større FPPV ved ettbens knebøy høyre ben (ICC =

0,57) og $1 \pm 4^\circ$ større FPPV ved tobens fallhopp dypeste punkt (ICC = 0,89) (Stensrud et al., 2011). Dette indikerer at rekkefølgen på testene i løpet av testdagen kan ha påvirket knekontrollen ved ettbens knebøy i større grad enn ved tobens fallhopp. På den andre siden var det gjennomsnittlig små forskjeller ($1-2^\circ$) mellom første test og retest, noe som tyder på at rekkefølgen i testene på testdagen har påvirket denne studien i liten grad.

5.4.2 2D-videoanalyse

I denne studien benyttet vi 2D-videoanalyse til å beregne frontalplans knevalgus ved ettbens knebøy og tobens fallhopp. Flere studier har konkludert med at 2D-videoanalyse kan benyttes som et billigere og enklere alternativ til «gullstandarden» 3D-videoanalyse for vurdering av frontalplans knevalgus (Herrington et al., 2017; Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016).

Samtidig har to av studiene vist en svak korrelasjon mellom FPPV målt ved 2D-videoanalyse og knevalgus målt ved 3D-bevegelsesanalyse (Ortiz et al., 2016; Willson & Davis, 2008), noe som indikerer at kun en liten andel av variasjonen i knevalgus ved 3D-bevegelsesanalyse kan forklares av FPPV ved 2D-videoanalyse. Det kan derfor tenkes at det i denne studien ville gitt en mer korrekt presentasjon av samsvaret i frontalplan knevalgus mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp om vi hadde benyttet 3D-bevegelsesanalyse.

2D-videoanalysene baserte seg videre på å identifisere stillbilder av utførelsen for så å plassere markører i forholdsvis hoft-, kne- og ankelleddsenter. Stillbildene skulle representere 90° knefleksjon ved ettbens knebøy, første bakkekontakt og dypeste punkt ved tobens fallhopp. Videoanalysene inkluderte videoklipp fra 2007 til 2014 av ulik kvalitet som følge av ulike testlokaler og ulike kamera for opptak. Spesielt i noen videofiler fra 2009 var kvaliteten så dårlig at det var utfordrende å plassere markørene. Analysene ble gjennomført individuelt av 4 ulike medarbeidere over to runder, så det kan tenkes at både valg av stillbilde og plassering var markører har variert mellom analytikerne. Samtidig ble det i forkant av hoved 2D-videoanalysene gjennomført en omfattende opplæringsprosess for å standardisere metoden, som inkluderte flere runder med konsensusmøter og praktisk øving over flere uker. Standardisering av metoden ble avsluttet med en reliabilitetstest som resulterte i god til utmerket inter-tester reliabilitet (ICC = 0,60 til 0,95), noe indikerer at enighet mellom analytikerne var tilfredsstillende nok til at analysene ble gjennomført individuelt. Vi tror derfor ikke det at flere medarbeidere gjennomførte analysene individuelt har påvirket resultatene i nevneverdig grad.

Noen av spillerne flekterte så mye i overkroppen ved ettbens knebøy at hoftepartiet og tape som var plassert på SIAS ikke lengre var synlig. Dette gjorde det utfordrende å plassere hoftemarkørene og kan ha ført til noe unøyaktig plassering av markører hos disse spillerne, og dermed også unøyaktig estimering av leddsentre. Samtidig ble vi ved standardisering av metoden enige om å plassere hoftemarkørene allerede ved utgangsstillingen, slik at vi hadde korrekt avstand mellom hoftemarkørene til tross SIAS ikke synes ved 90° knefleksjon. Inter-reliabiliteten ved ettbens knebøy var utmerket (ICC = 0,93-0,95), noe som indikerer at det har hatt lite betydning for resultatet.

Gjennom videoanalysene observerte vi at mange av spillerne hadde stor variasjon i knevalgus frem til 90° knefleksjon ved ettbens knebøy, men at de ved 90° hadde kneet i tilsynelatende nøytral frontalplan posisjon. Det kan tenkes at vi ved å kun beregne grad av frontalplan knevalgus ved ettbens knebøy fra stillbilde i 90° knefleksjon kan ha mistet spillere med økt grad av knevalgus. Samtidig beregnet vi variablene som gjennomsnitt fra 2 til 3 forsøk, noe som øker sannsynligheten for at vi allikevel har plukket opp spillerne med økt grad av knevalgus. Til tross dette observerte vi noen oppsiktsvekkende resultater da vi beregnet differansen mellom spillernes godkjente første og siste forsøk. Ved tobens fallhopp dypeste punkt hadde en av utøverne en differanse på 68° (FPPV) mellom første og siste forsøk. Eksempelvis hadde denne spilleren mulig knevarus ved ett forsøk og stor grad av knevalgus ved et annet forsøk, men ved å ta gjennomsnittet av de to forsøkene vil vi mulig gå glipp av en spiller med stor grad av knevalgus. Dette vil trolig ha kunne påvirket resultatene i denne studien, og det kan tenkes at å inkludere maksimalt målte knevalgus ville gitt en mer korrekt fremstilling av spillerens knekontroll. Samtidig kan man stille spørsmål rundt hvorvidt to til tre forsøk var tilstrekkelig nok til å plukke opp alle spillerne med redusert knekontroll.

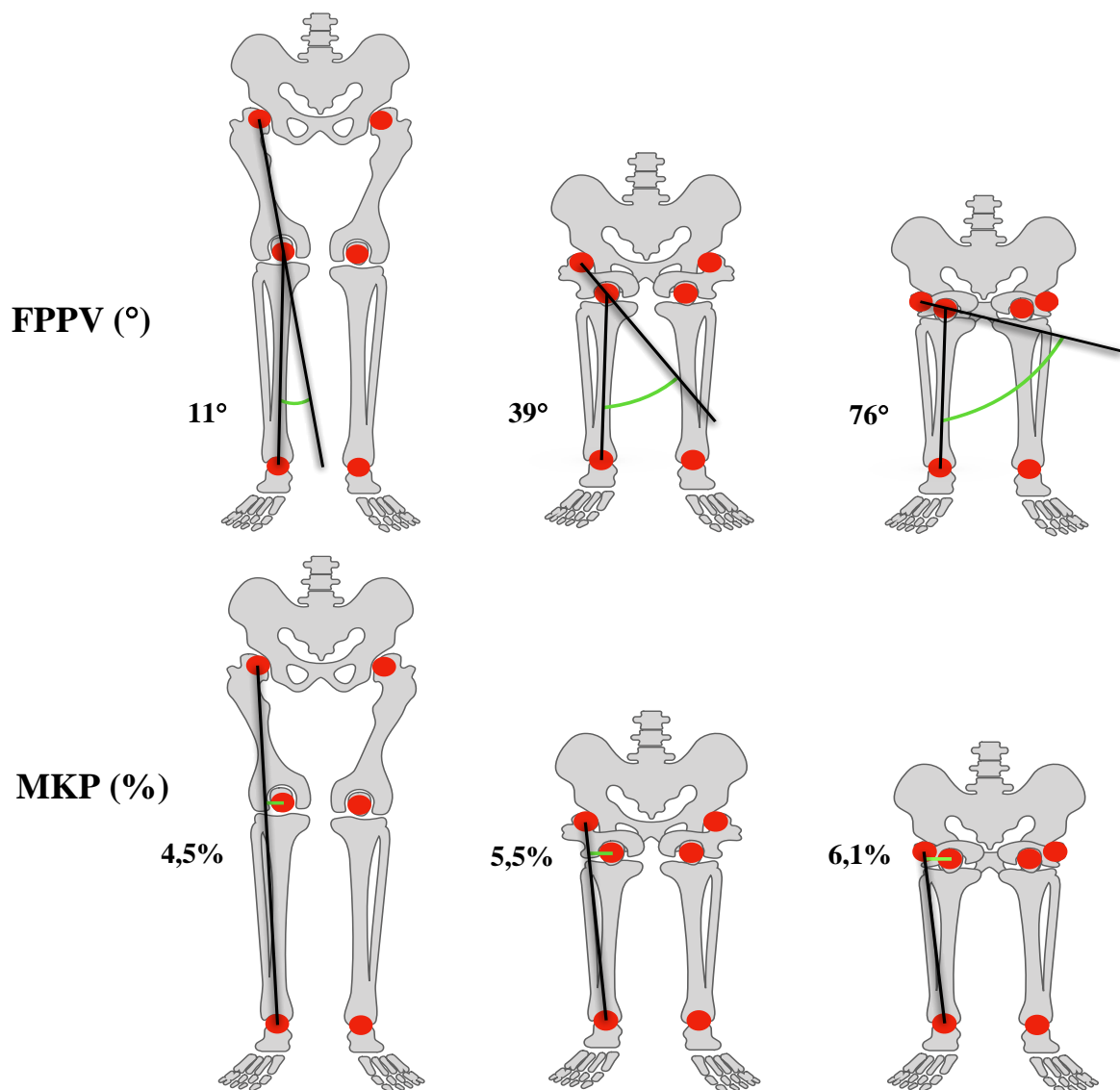
5.4.3 Valg av variabler

I denne studien valgte vi å ha to ulike variabler som mål på knevalgus i frontalplanet. FPPV er hyppig benyttet variabel som mål på knevalgus i frontalplanet ved 2D-videoanalyse, og det var derfor naturlig å inkludere denne variabelen for å kunne sammenligne med andre studier. FPPV målt med 2D-videoanalyse har vist varierende korrelasjon med «gullstandarden» 3D-bevegelsesanalyse ved ettbens knebøy og tobens fallhopp (ICC = 0,00-0,57, $r=0,38-0,70$) (Herrington et al., 2017; Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016), noe som blant annet forklares med at FPPV har en tendens til å bli målt større ved 2D-videoanalyse enn ved 3D-

bevegelsesanalyse (McLean et al., 2005; Ortiz et al., 2016). En hypotetisk årsak er at 2D-videoanalyse ikke klarer å differensiere mellom bevegelser i transversalplanet og frontalplanet, hvor eksempelvis en innadrotasjon av femur kombinert med knefleksjon vil kunne føre til større måling av FPPV (McLean et al., 2005). Til tross for at innadrotasjon av femur er en komponent i DKV, og derfor trolig gunstig å kartlegge, ønsket vi å inkludere en ytterligere variabel som ikke ble like påvirket av innadrotasjon av femur og knefleksjon.

Kne separasjonsdistanse (KSD) og kne-ankel separasjonsratio (KASR) er andre ofte benyttede variabler for målt på DKV målt ved 2D-videoanalyse. Begge variablene har vist en sterkere korrelasjon med 3D-bevegelsesanalyse enn FPPV (ICC = 0,94 - 0,96) (Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016). Det kan derfor tenkes inkludering av KSD eller KASR ville ført til et mer valid mål på frontalplan knevalgus målt ved 2D-videoanalyse. Ulempen med KASR og KSD er imidlertid at de ikke kan måle frontalplan knevalgus separat for høyre og venstre ben, noe som var en nødvendighet i denne studien som benyttet testen ettbens knebøy.

Vi valgte derfor å inkludere MKP som ble introduserte av Mok (2015) som en alternativ variabel for mål på DKV i frontalplanet. En nylig studie fant at MKP ved tobens fallhopp målt med 2D videoanalyse forklarer 71% av variasjonen i knevalgus ved 3D-bevegelsesanalysen, noe som indikerer at MKP er et godt alternativ til å vurdere frontalplan knevalgus ved 2D-videoanalyse. Samtidig defineres MKP som avstanden fra kneleddsenteret til linjen mellom hoft- og ankel-leddet (Mok, 2015), noe som kunne tenkes å ikke bli påvirket av knefleksjon i like stor grad som FPPV. Dette ble bekreftet i denne studien hvor vi observerte at FPPV ble betydelig mer påvirket av bevegelser i sagittalplanet enn MKP. En dyp hoppdybde ved tobens fallhopp, noe som inkluderer stor knefleksjon, førte til at hoftemarkørene kom nærmere knemarkørene. Basert på formelen for utregning av FPPV i denne studien ville FPPV være $\pm 90^\circ$ når hoftelddmarkøren nærmet seg kneleddmarkørens høyde, uavhengig av den horisontale avstanden mellom markørene. Ved en konstant horisontale avstand mellom hofteldd- og kneledd- markøren ville en gradvis mindre vertikal avstand mellom hofteldd- og kneledd-markørene føre til betydelig økning FPPV, mens økning i MKP var minimal (Figur 20).



Figur 20: Illustrasjon av hvordan hoppdybde ved tobens fallhopp påvirker FPPV og MKP. Hofte-, kne- og ankel-markører har lik plassering på x-aksen hos begge modellene, men avstanden på y-aksen mellom markørene påvirker FPPV i stor.

Beregning av FPPV med 2D-videoanalyse ved stor knefleksjon ble derfor upresis. Ved ettbens knebøy var knefleksjonen standardisert til 90°, mens hoppdybden ved tobens fallhopp dypeste varierte fra 0-67% av benlengden, noe som indikerer at det var stor variasjon i knefleksjon ved tobens fallhopp. Spillerne med 0% i hoppdybde hoppet så umiddelbart fort opp at stillbilde ved første kontakt og dypeste punkt var det samme, mens spilleren med 67% hoppdybde hadde hofte- og kne- markørene godt nedenfor knemarkørene. Basert på hypotesen om at grad av knefleksjon og innadrotasjon av femur fører til økt FPPV kan det tenkes å ha påvirket resultatene i denne studien at utøverne ikke hadde lik grad av knefleksjon ved begge testene.

På den andre siden fant vi en sterk til perfekt korrelasjon ($r_s = 0,97-1$) mellom FPPV og MKP i denne studien, hvor MKP på det minste forklarer 94% av variasjonen i FPPV ved gjennomføring av samme test. Den sterke korrelasjonen mellom MKP og FPPV indikerer at MKP og FPPV kategoriserer frontalplan knevalgus hos spillerne i lik rekkefølge til tross at FPPV påvirkes mer av grad av knefleksjon. Det tyder også på at det i denne studien ville vært tilstrekkelig å inkludere kun en av variablene. Samtidig som det skal bemerkes at vi valgte å ekskludere spillere med hoppdybde $> 40\%$ fra analysene ($n = 10$), noe som kan ha ført til en sterkere korrelasjon mellom variablene.

Både FPPV og MKP var variabler som ble kalkulert basert på koordinater fra et stillbilde ved 2D-videoanalyse. Til tross for at DKV ofte er observert ved skadetidspunktet ved en ACL-skade og sees på som en potensiell risikofaktor (Hewett et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004; Stuelcken et al., 2016), gir altså ingen av variablene noe informasjon om en dynamisk bevegelse. Det ville trolig gitt et mer riktig bilde på DKV dersom vi valgte å beregne variablene basert på differansen mellom to stillbilder. Mok (2015) beskrev variabelen MKF som differansen mellom MKP ved tobens fallhopp første kontakt og tobens fallhopp dypest punkt. Det kan tenkes at denne metoden til å kalkulere FPPV og MKP ved ettbens knebøy og tobens fallhopp ville gitt et mer riktig bilde den DKV som ofte observeres ved ACL-skade.

5.4.4 Valg av statiske metoder

I viten om at beregning av FPPV ble upålitelig hos de spillerne som gikk så dypt at hoftelddmarkørene kom nær eller under kneleddmarkørene, valgte vi å ekskludere alle spillere med hoppdybde $> 40\%$ ved tobens fallhopp dypeste punkt ($n=10$). Dette vil ha gjort at resultatene i denne studien ikke er generaliserbare til de som gjennomfører en tobens fallhopp med hoppdybde $> 40\%$. Det kan tenkes at det ville gitt en mer presis sammenligning av mellom frontalplan knekontroll målt med FPPV og MKP ved ettbens knebøy og tobens fallhopp dersom vi ikke ekskluderte spillere med ekstrem hoppdybde.

Vi valgte å gjennomføre alle statistiske analysene med totalt antall ben samlet ($n = 1240-1260$). Bakgrunnen for dette var at vi gjennom videoanalysene observerte at noen spillere kunne ha stor forskjell i knevalgus mellom høyre og venstre ben, både ved ettbens knebøy og tobens fallhopp. Dersom vi sammenlignet testene basert på gjennomsnittet mellom høyre og venstre ben ville vi muligens ikke fått en korrekt beskrivelse på samsvar mellom testene.

Eksempelvis kunne ettbens knebøy fanget opp økt knevalgus på høyre ben, men ikke venstre, og tobens fallhopp motsatt. Totalt sett ville resultatene gitt uttrykk for et godt samsvar mellom testene, mens det i virkeligheten var dårlig samsvar.

Til tross for at dataen i denne studien ble vurdert til å være normalfordelt valgte vi allikevel å gjennomføre Spearman's rank korrelasjonsanalyse, som er en ikke-parametrisk test. Årsaken til valget var at en Spearman's test var at den ser på korrelasjon basert på rank plassering, og fanger derfor opp ikke-lineære korrelasjoner i motsetning til en Pearson korrelasjon som fanger opp lineære korrelasjoner (O'Donoghue, 2012). For å vurdere samsvaret mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp så vi det som viktigst å undersøke om de med økt grad av knevalgus, og mulig økt risiko for skade, ble identifisert ved begge testene. Vi så derfor en korrelasjon som baserte seg på rangering av knekontroll og i tillegg fanget opp ikke-lineære korrelasjoner som en fordel.

5.5 Kliniske implikasjoner

Fordelen med ettbens knebøy og tobens fallhopp er at det er enkle tester å gjennomføre. 2D-videoanalyse er en relativt billig og lite ressurskrevende metode, hvor videoanalysene ikke nødvendigvis må gjennomføres av den som tester spilleren. Denne studien viser derimot at ettbens knebøy og tobens fallhopp identifiserer redusert knekontroll hos ulike kvinnelig elite fotball- og håndballspillere, noe som betyr at det ikke er tilstrekkelig å benytte kun en av testene. Dersom ettbens knebøy og tobens fallhopp skal brukes for denne populasjonen bør de derfor benyttes i kombinasjon.

Et presist screeningverktøy er nyttig for å identifisere en risikofaktor for skade (Bahr & Holme, 2003), og eventuelt videre utvikle et screeningverktøy som kan predikere skaderisiko (Bahr, 2016). For at fremtidig forskning skal kunne identifisere potensielle biomekaniske risikofaktorer hos kvinnelige idrettsutøvere, må det trolig utvikles et mer presist screeningverktøy som identifiserer alle utøvere med redusert frontalplans knekontroll. Det kan tenkes seg at én enkelt test eller et testbatteri som i større grad simulerer idrettsspesifikke bevegelser vil være nyttig. Screeningverktøyet bør med fordel være enkelt og relativt kostnadsfritt, slik at det kan benyttes på store populasjoner.

6. Konklusjon

Vi fant ikke samsvar mellom knekontroll i frontalplanet ved ettbens knebøy og tobens fallhopp hos kvinnelige elite håndball- og fotballspillere målt med 2D-videoanalyse. Resultatene viste en liten grad av enighet mellom testene hvor ettbens knebøy fanger opp større grad av frontalplans knevalgus enn tobens fallhopp, samtidig som testene fanger opp redusert knekontroll hos ulike spillere. Dette indikerer at det ikke er tilstrekkelig å benytte en av testene for å kartlegge knekontroll hos kvinnelige elite håndball- og fotballspillere.

Referanser

- Alenezi, F., Herrington, L., Jones, P., & Jones, R. (2014). Relationships between lower limb biomechanics during single leg squat with running and cutting tasks: a preliminary investigation. *Br J Sports Med*, *48*(7), 560-561.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *17*(7), 705-729. doi:10.1007/s00167-009-0813-1
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *The American journal of sports medicine*, *23*(6), 694-701.
- Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I., & Eriksson, E. (1984). The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med*, *12*(1), 8-18. doi:10.1177/036354658401200102
- Atkin, K., Herrington, L., Alenezi, F., Jones, P., & Jones, R. (2014). The relationship between 2d knee valgus angle during single leg squat (sls), single leg landing (sll), and forward running. *Br J Sports Med*, *48*(7), 563-563.
- Augustsson, S. R., Tranberg, R., Zügner, R., & Augustsson, J. (2018). Vertical drop jump landing depth influences knee kinematics in female recreational athletes. *Physical Therapy in Sport*, *33*, 133-138.
- Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *Br J Sports Med*, *50*(13), 776-780.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries—a methodological approach. *British journal of sports medicine*, *37*(5), 384-392.
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British journal of sports medicine*, *39*(6), 324-329.
- Bahr, R., McCrory, P., LaPrade, R. F., Meeuwisse, W., & Engebretsen, L. (2014). *Idrettsskader: diagnostikk og behandling*. . Bergen:: Fagbokforlaget.

- Barber-Westin, S. D., Galloway, M., Noyes, F. R., Corbett, G., & Walsh, C. (2005). Assessment of lower limb neuromuscular control in prepubescent athletes. *The American journal of sports medicine*, 33(12), 1853-1860.
- Berns, G. S., Hull, M. L., & Patterson, H. A. (1992). Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res*, 10(2), 167-176. doi:10.1002/jor.1100100203
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (2010). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International journal of nursing studies*, 47(8), 931-936.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Brophy, R. H., Stepan, J. G., Silvers, H. J., & Mandelbaum, B. R. (2015). Defending puts the anterior cruciate ligament at risk during soccer: a gender-based analysis. *Sports health*, 7(3), 244-249.
- Brukner, P., & Khan, K. (2017). *Brukner & Khan's clinical sports medicine : injuries : vol. 1* (5th edition. ed. Vol. vol. 1). Sydney: McGraw-Hill Education.
- Butler, D., Noyes, F., & Grood, E. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg Am*, 62(2), 259-270.
- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*, 30(2), 261-267. doi:10.1177/03635465020300021901
- Clausen, M. B., Zebis, M. K., Møller, M., Krstrup, P., Hölmich, P., Wedderkopp, N., . . . Thorborg, K. (2014). High injury incidence in adolescent female soccer. *The American journal of sports medicine*, 42(10), 2487-2494.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of athletic training*, 41(1), 67.

- Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? *Sports medicine*, 42(9), 791-815.
- Donohue, M. R., Ellis, S. M., Heinbaugh, E. M., Stephenson, M. L., Zhu, Q., & Dai, B. (2015). Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Research in Sports Medicine*, 23(4), 394-411.
- Fallowfield, J. L., Hale, B. J., & Wilkinson, D. M. (2005). *Using statistics in sport and exercise science research*: Lotus Pub.
- Fasting, K., & Sand, T. S. (2009). *Kjønn i endring: En tilstandsrapport om norsk idrett: Akilles*.
- Faude, O., Junge, A., Kindermann, W., & Dvorak, J. (2005). Injuries in female soccer players: a prospective study in the German national league. *The American journal of sports medicine*, 33(11), 1694-1700.
- Fauno, P., & Wulff Jakobsen, B. (2006). Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Int J Sports Med*, 27(1), 75-79. doi:10.1055/s-2005-837485
- FIFA. (2007). FIFA Big Count 2006: 270 million people active in football. Hentet fra <http://www.fifa.com/media/news/y=2007/m=5/news=fifa-big-count-2006-270-million-people-active-football-529882.html>.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(11), 2021-2028.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E., & Hewett, T. E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 37(1), 124-129.

- Giavarina, D. (2015). Understanding bland altman analysis. *Biochemia medica: Biochemia medica*, 25(2), 141-151.
- Granan, L.-P., Bahr, R., Steindal, K., Furnes, O., & Engebretsen, L. (2008). Development of a national cruciate ligament surgery registry: the Norwegian National Knee Ligament Registry. *The American journal of sports medicine*, 36(2), 308-315.
- Grimm, N. L., Jacobs Jr, J. C., Kim, J., Denney, B. S., & Shea, K. G. (2015). Anterior cruciate ligament and knee injury prevention programs for soccer players: a systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 43(8), 2049-2056.
- Gwynne, C. R., & Curran, S. A. (2014). Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: reliability and validity of 2-dimensional measures. *Int J Sports Phys Ther*, 9(7), 898-906.
- Harris, J. D., Erickson, B. J., Bach, B. R., Jr., Abrams, G. D., Cvetanovich, G. L., Forsythe, B., . . . Cole, B. J. (2013). Return-to-Sport and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in National Basketball Association Players. *Sports Health*, 5(6), 562-568. doi:10.1177/1941738113495788
- Harty, C., DuPont, C., Chmielewski, T., & Mizner, R. (2011). Intertask comparison of frontal plane knee position and moment in female athletes during three distinct movement tasks. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(1), 98-105.
- Herrington, L., Alenezi, F., Alzhrani, M., Alrayani, H., & Jones, R. (2017). The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 34, 80-85.
- Herrington, L., Munro, A., & Comfort, P. (2015). A preliminary study into the effect of jumping–landing training and strength training on frontal plane projection angle. *Manual therapy*, 20(5), 680-685.
- Hewett, T. E., Ford, K. R., & Myer, G. D. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *The American journal of sports medicine*, 34(3), 490-498.

- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med*, 34(2), 299-311. doi:10.1177/0363546505284183
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., . . . Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492-501.
- Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med*, 43(6), 417-422. doi:10.1136/bjsm.2009.059162
- IHF. (2013). International Handball Federation. Fascination for Thousands of Year. Tilgjengelig på: <http://www.ihf.info/upload/book/issue0001/index.html> Hentet 10 april 2019.
- Joseph, M. F., Rahl, M., Sheehan, J., MacDougall, B., Horn, E., Denegar, C. R., . . . Kraemer, W. J. (2011). Timing of lower extremity frontal plane motion differs between female and male athletes during a landing task. *Am J Sports Med*, 39(7), 1517-1521. doi:10.1177/0363546510397175
- Kaneko, S., Sasaki, S., Hirose, N., Nagano, Y., Fukano, M., & Fukubayashi, T. (2017). Mechanism of anterior cruciate ligament injury in female soccer players. *Asian Journal of Sports Medicine*, 8(1).
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., . . . Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med*, 38(11), 2218-2225. doi:10.1177/0363546510373570
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *The American journal of sports medicine*, 41(3), 684-688.

- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., . . . Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*, 35(3), 359-367.
doi:10.1177/0363546506293899
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., . . . Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 874-883.
doi:10.1177/0363546515625048
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2007). Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sports Med*, 35(11), 1888-1900. doi:10.1177/0363546507300823
- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., . . . Perttunen, J. (2017). Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *The American journal of sports medicine*, 45(2), 386-393.
- Liederbach, M., Kremenec, I. J., Orishimo, K. F., Pappas, E., & Hagins, M. (2014). Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 42(5), 1089-1095.
- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L., & Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med*, 35(10), 1756-1769. doi:10.1177/0363546507307396
- Lopes, T. J. A., Simic, M., Myer, G. D., Ford, K. R., Hewett, T. E., & Pappas, E. (2018). The effects of injury prevention programs on the biomechanics of landing tasks: a systematic review with meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 46(6), 1492-1499.

- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *16*(5), 438-445.
- McLean, S. G., Walker, K., Ford, K. R., Myer, G. D., Hewett, T. E., & van den Bogert, A. J. (2005). Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*, *39*(6), 355-362. doi:10.1136/bjism.2005.018598
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. In: LWW.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech*, *41*(16), 3377-3383. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.09.023
- Mizner, R. L., Chmielewski, T. L., Toepke, J. J., & Tofte, K. B. (2012). Comparison of two-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *22*(3), 221.
- Mok, K. M. (2015). Reliability and methodological concerns of vertical drop jumping and sidestep cutting tasks: implications for ACL injury risk screening.
- Moller, M., Attermann, J., Myklebust, G., & Wedderkopp, N. (2012). Injury risk in Danish youth and senior elite handball using a new SMS text messages approach. *Br J Sports Med*, *46*(7), 531-537.
- Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil*, *21*(1), 7-11.
- Munro, A., Herrington, L., & Comfort, P. (2017). The Relationship Between 2-Dimensional Knee-Valgus Angles During Single-Leg Squat, Single-Leg-Land, and Drop-Jump Screening Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, *26*(1), 72-77. doi:10.1123/jsr.2015-0102

- Myers, C. A., Torry, M. R., Peterson, D. S., Shelburne, K. B., Giphart, J. E., Krong, J. P., . . . Steadman, J. R. (2011). Measurements of tibiofemoral kinematics during soft and stiff drop landings using biplane fluoroscopy. *The American journal of sports medicine*, 39(8), 1714-1723.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Engebretsen, L., Strand, T., & Solheim, E. (1997). Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scand J Med Sci Sports*, 7(5), 289-292.
- Noyes, F. R., & Barber-Westin, S. D. (2014). Neuromuscular retraining intervention programs: do they reduce noncontact anterior cruciate ligament injury rates in adolescent female athletes? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 30(2), 245-255.
- O'Donoghue, P. (2012). *Statistics for sport and exercise studies : an introduction*. London: Routledge.
- Oiestad, B. E., Engebretsen, L., Storheim, K., & Risberg, M. A. (2009). Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Am J Sports Med*, 37(7), 1434-1443. doi:10.1177/0363546509338827
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*, 32(4), 1002-1012. doi:10.1177/0363546503261724
- Orkelbog, K. A. (2018). Inter-tester reliabilitet av 2-dimensjonale målinger i frontalplan ved ettbens knebøy og tobens fallhopp på kvinnelige elite håndball og fotballspillere. *Fordypningsoppgave hos Norges idrettshøgskole, Oslo*.
- Ortiz, A., Rosario-Canales, M., Rodriguez, A., Seda, A., Figueroa, C., & Venegas-Rios, H. L. (2016). Reliability and concurrent validity between two-dimensional and three-dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. *Open Access J Sports Med*, 7, 65-73. doi:10.2147/OAJSM.S100242
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4), 263-268.

- Paz, G. A., de Freitas Maia, M., Santana, H. G., Miranda, H., Lima, V., & Willson, J. D. (2019). Knee Frontal Plane Projection Angle: A Comparison Study Between Drop Vertical Jump and Step-Down Tests With Young Volleyball Athletes. *Journal of sport rehabilitation, 28*(2), 153-158.
- Petushek, E. J., Sugimoto, D., Stoolmiller, M., Smith, G., & Myer, G. D. (2018). Evidence-based best-practice guidelines for preventing anterior cruciate ligament injuries in young female athletes: a systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine, 0363546518782460*.
- Prodromos, C. C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., & Shi, K. (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury–reduction regimen. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 23*(12), 1320-1325. e1326.
- Raisanen, A., Pasanen, K., Krosshaug, T., Avela, J., Perttunen, J., & Parkkari, J. (2016). Single-Leg Squat as a Tool to Evaluate Young Athletes' Frontal Plane Knee Control. *Clin J Sport Med, 26*(6), 478-482. doi:10.1097/JSM.0000000000000288
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., . . . Krosshaug, T. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine, 42*(6), 394-412.
- Rosvoll, M. (2017). Inter-tester reliabilitet av 2-dimensjonale målinger i frontalplan ved ettbens knebøy og tobens fallhopp på kvinnelige elite håndball og fotballspillere. *Masteroppgave ved Norges idrettshøgskole, Oslo*.
- Räisänen, A. M., Pasanen, K., Krosshaug, T., Vasankari, T., Kannus, P., Heinonen, A., . . . Parkkari, J. (2018). Association between frontal plane knee control and lower extremity injuries: a prospective study on young team sport athletes. *BMJ open sport & exercise medicine, 4*(1), e000311.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K., & Kulas, A. S. (2015). ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention: March 19–21, 2015; Greensboro, NC. *Journal of athletic training, 50*(10), 1076-1093.

- Sigward, S. M., Havens, K. L., & Powers, C. M. (2011). Knee separation distance and lower extremity kinematics during a drop land: implications for clinical screening. In: National Athletic Trainers' Association, Inc.
- Steffen, K., Myklebust, G., Olsen, O. E., Holme, I., & Bahr, R. (2008). Preventing injuries in female youth football—a cluster-randomized controlled trial. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *18*(5), 605-614.
- Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(7), 589-595. doi:10.1136/bjism.2010.078287
- Stuelcken, M. C., Mellifont, D. B., Gorman, A. D., & Sayers, M. G. (2016). Mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in elite women's netball: a systematic video analysis. *J Sports Sci*, *34*(16), 1516-1522. doi:10.1080/02640414.2015.1121285
- Söderman, K., Adolphson, J., Lorentzon, R., & Alfredson, H. (2001). Injuries in adolescent female players in European football: a prospective study over one outdoor soccer season. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *11*(5), 299-304.
- Söderman, K., Werner, S., Pietilä, T., Engström, B., & Alfredson, H. (2000). Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, *8*(6), 356-363.
- Taylor, J. B., Waxman, J. P., Richter, S. J., & Shultz, S. J. (2015). Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, *49*(2), 79-87.
- Thorarinsdottir, S. (2018). Association between maximal hip and knee strength and frontal plane projection angle, medial knee displacement and lateral pelvic tilt during a single leg squat. *Masteroppgave ved Norges idrettshøgskole, Oslo*.
- Tirabassi, J., Brou, L., Khodaei, M., Lefort, R., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2016). Epidemiology of high school sports-related injuries resulting in medical disqualification: 2005-2006 through 2013-2014 academic years. *The American journal of sports medicine*, *44*(11), 2925-2932.

- Van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports medicine*, 14(2), 82-99.
- Waldén, M., Hägglund, M., Werner, J., & Ekstrand, J. (2011). The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 19(1), 3-10.
- Whatman, C., Hing, W., & Hume, P. (2011). Kinematics during lower extremity functional screening tests—are they reliable and related to jogging? *Physical Therapy in Sport*, 12(1), 22-29.
- Willis, B. W., Hocker, K., Razu, S., Gray, A. D., Skubic, M., Sherman, S. L., . . . Guess, T. M. (2019). Relationship Between 2-Dimensional Frontal Plane Measures and the Knee Abduction Angle During the Drop Vertical Jump. *Journal of sport rehabilitation*(00), 1-4.
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 606-615.
- Willson, J. D., Ireland, M. L., & Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(5), 945-952.
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Ben Kibler, W., & Uhl, T. L. (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American journal of sports medicine*, 31(3), 449-456.
- Øiestad, B. E., Engebretsen, L., Storheim, K., & Risberg, M. A. (2009). Winner of the 2008 systematic review competition: knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 37(7), 1434-1443.

Figuroversikt

Figur 1: Modell over skadeårsak med indre og ytre faktorer. Hentet fra Bahr and Krosshaug (2005), som er utviklet fra den multifaktorelle modellen av idrettsskade etiologi av Meeuwisse (1994).	11
Figur 2: Forberedelser for ettbens knebøy. En snor med et metallobjekt på enden festes lateralt på hoften slik at metallobjektet akkurat berører	21
Figur 3: Ettbens knebøy. Startposisjon (venstre) og 90° knefleksjon (høyre).	21
Figur 4: Tobens fallhopp. Startposisjon (venstre) på kasse og vertikalt hopp (høyre).	22
Figur 5: Plassering av videokamera (Stensrud et al., 2011).	22
Figur 6: Plassering av markørene ved ettbens knebøy høyre ben og venstre ben.	23
Figur 7: Flytskjema over prosessen for 2D-videoanalysene.	24
Figur 8: Skjelettmodell ved ettbens knebøy som illustrerer plassering av leddsenter.	24
Figur 9: Frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) høyre ben. Frontalplan projeksjonsvinkel (FPPV) høyre ben.	26
Figur 10: Vektorer (1 og 2) og vinkler (α° og β°) i ettbens knebøy høyre ben.	26
Figur 11: Medial kneposisjon (MKP) høyre ben.	27
Figur 12: MKP ble beregnet ved bruk av koordinatene (x; y) til hofte-, kne- og ankel-leddsenter ved en ettbens knebøy.	28
Figur 13: Benlengde ble beregnet ved bruk av koordinatene (x; y) til hofteledd- og ankelleddsenter ved tobens fallhopp første kontakt.	28
Figur 14: Avstanden mellom hofte- og ankel-markører ved tobens fallhopp første kontakt (venstre) og tobens fallhopp dypeste punkt (høyre). Kalkulering av differansen og hoppdybde.	28
Figur 15: Eksempel på spiller med en ekstrem hoppdybde hvor hoftemarkørene kommer lenger ned enn knemarkører.	29
Figur 16: Presentasjon og illustrasjon av hoppdybde i prosent (%) ved tobens fallhopp (n=630).	29
Figur 17: Flytskjema med oversikt over eksklusjon og inklusjon.	32
Figur 18: Punktplott som demonstrerer korrelasjonen ettbens knebøy og tobens fallhopp. .	34
Figur 19: Bland-Altman plott av differanse mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp (y-aksen) opp mot gjennomsnitt av testene (x-aksen).	35
Figur 20: Illustrasjon av hvordan hoppdybde ved tobens fallhopp påvirket FPPV og MKP. .	47

Tabelloversikt

Tabell 1: Oversikt over de to gjennomførte inter-tester reliabilitetsstudien	25
Tabell 2: Deskriptive data av variablene for høyre og venstre ben samlet.	33
Tabell 3: Korrelasjon mellom ettbens knebøy og tobens fallhopp for variablene FPPV og MKP	34
Tabell 4: Gjennomsnittlig differanse mellom første og siste forsøk ved de ulike testene.	36

Forkortelser

ACL	Anterior cruciatum ligament (fremre korsbånd)
FPPV	Frontalplans projeksjonsvinkel
MKP	Medial kneposisjon
MKF	Medial kneforflytning
2D	To dimensjonal
3D	Tre dimensjonal
SD	Standardavvik
r	Korrelasjonskoeffisient
p	p-verdi
SEM	Standard error measurement (standard målefeil)
ICC	Intraclass correlation (inter-tester korrelasjon)

Vedlegg

Vedlegg 1: Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK).....	66
Vedlegg 2: Personvernombudet for forskning (NSD).....	68
Vedlegg 3: Samtykkeerklæring.....	70
Vedlegg 4: Samtykkeerklæring under 18 år.....	72

Vedlegg 1



UNIVERSITETET I OSLO DET MEDISINSKE FAKULTET

Forsker dr.scient. Tron Krosshaug
Norges idrettshøgskole
Pb. 4014 Ullevål Stadion
0806 Oslo

Regional komité for medisinsk forskningsetikk
Sør- Norge (REK Sør)
Postboks 1130 Blindern
NO-0318 Oslo
Telefon: 228 44 666
Telefaks: 228 44 661
E-post: rek-2@medisin.uio.no
Nettadresse: www.etikkom.no

Dato: 10.4.07
Deres ref.:
Vår ref.: S-07078a

S-07078a Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en prospektiv kohortstudie [2.2007.511]

Vi viser til brev datert 19.3.07 revidert informasjonsskriv med samtykkeerklæring og kopi av brev til klubbene.

Komiteen tar svar på merknader til etterretning.

Komiteen har ingen merknader til revidert informasjonsskriv med samtykkeerklæring.

Komiteen tilrår at prosjektet gjennomføres.

Vi ønsker lykke til med prosjektet.

Med vennlig hilsen
Kristian Hagestad
Kristian Hagestad
Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med
Leder

Jørgen Hardang
Jørgen Hardang
Sekretær



UNIVERSITETET I OSLO
DET MEDISINSKE FAKULTET

Forsker dr.scient. Tron Krosshaug
Norges idrettshøgskole
Pb. 4014 Ullevål Stadion
0806 Oslo

**Regional komité for medisinsk og helsefaglig
forskningsetikk Sør-Øst A (REK Sør-Øst A)**
Postboks 1130 Blindern
NO-0318 Oslo

Dato: 15.12.08
Deres ref.:
Vår ref.: S-07078a

Telefon: 22 84 46 66
Telefaks: 22 85 05 90
E-post: jorgen.hardang@medisin.uio.no

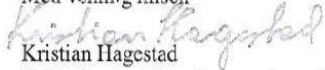
**S-07078a Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en
prospektiv kohortstudie [2.2007.511]**

Vi viser til skjema for protokolltillegg og endringer datert 3.12.08 vedlagt revidert informasjonsskriv.

Prosjektleder ønsker å utvide prosjektpopulasjonen til kvinnelige elitefotballspillere fra Toppserien i Norge (ca 240 spillere).

Komiteen godkjenner endringen slik den er beskrevet i skjema for protokolltillegg og endringer og videresender kopi av informasjonsskriv, endringsskjema samt komiteens vedtak til Helsedirektoratet for behandling av endring av biobanken.

Med vennlig hilsen


Kristian Hagestad
Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med
Leder


Jørgen Hardang
Sekretær

Kopi: Helsedirektoratet, Postboks 7000, St. Olavs plass, 0130 Oslo

Vedlegg 2

Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS
NORWEGIAN SOCIAL SCIENCE DATA SERVICES



Harald Hørfagres gate 29
N-5007 Bergen
Norway
Tel: +47-55 58 21 17
Fax: +47-55 58 96 50
nsd@nsd.uib.no
www.nsd.uib.no
Org nr. 985 321 884

Tron Krosshaug
Senter for idrettsskadeforskning
Norges idrettshøgskole
Pb 4014 Ullevål Stadion
0806 OSLO

Dato: 16.02.2009

Vår ref: 16639 PB/LR

Deres dato:

Deres ref:

ENDRING AV FORSKNINGSPROSJEKT

Vi viser til endringsmelding mottatt 28.12.2008, samt påfølgende e-postkorrespondanse med daglig ansvarlig (senest 13.02.2009), gjeldende prosjektet

16639 Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og elitefotballspillere – en prospektiv kohortstudie

I endringskjema opplyses det om at man ønsker å utvide prosjektpopulasjonen til å også omfatte kvinnelige elitefotballspillere fra toppserien i Norge (ca. 240 individer). Tittelen på prosjektet endres dermed fra *Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere – en prospektiv kohortstudie* til *Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og elitefotballspillere – en prospektiv kohortstudie*.

For hele utvalget ønsker man videre å se på genetiske faktorer som risikofaktorer for fremre korsbåndskader. Man skal ta blodprøve (5 ml. venøs prøve) av deltagerne for å studere genvarianter som kan bidra til å lage et svakere ligament. Kollagen er en viktig substans i ligamenter, og man vil i første omgang se på gener som er ansvarlige for kvaliteten mht. kollagenfibre. Prøven sendes til aidentifisert (med kobling til navneliste som oppbevares ved NIH) til Ullevål Universitetssykehus for å ekstrahere DNA. Ekstrahert DNA vil bli sendt til samarbeidspartner i Sør-Afrika, Exercise Science and Sports Medicine Research Unit (ESSM) for videre analyse. Det vil på grunnlag av analysene gjøres sammenligninger mellom skadede og ikke skadede spillere. Resultatene av testene vil kun være tilgjengelig for dette forskningsformålet. Biobanken opprettes ved Ullevål Universitetssykehus.

En ytterligere endring av prosjektet består i at ombudet etter avtale med daglig ansvarlig Tron Krosshaug, registrerer prosjektet som forskerprosjekt i stedet for som studentprosjekt. Studenten ved NIH Eirik Kristianslund er fortsatt å regne som medarbeider i prosjektet, men registreringsendringen foretas på bakgrunn av at prosjektets tidsperspektiv (planlagt avslutning i 2017) gjør det lite hensiktsmessig å la studenten bli stående som kontaktperson for ombudet. Videre registreres stipendiaten ved NIH Agnethe Nilstad som medarbeider i prosjektet sammen med Dr. Scient. Kathrin Steffen og Dr. Med. Thor Einar Andersen.

Ombudet mottok 13.02.2009 reviderte informasjonsskriv for rekruttering av deltagere til prosjektet og finner begge skrivenne meget tilfredsstillende.

Ombudet legger til grunn at endringen, inkludert opprettelsen av forskningsbiobank, godkjennes

Avdelingskontorer / District Offices:

OSLO: NSD, Universitetet i Oslo, Postboks 1055 Blindern, 0316 Oslo. Tel: +47-22 85 52 11. nsd@uio.no

TRONDHEIM: NSD, Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, 7491 Trondheim. Tel: +47-73 59 19 07. kyre.svarva@svt.ntnu.no

TRONHØI: NSD, SVF, Universitetet i Tromsø, 9037 Tromsø. Tel: +47-77 64 43 36. nedmaa@sv.uib.no

av REK. Det bes om at kopi av tilråding ettersendes.


Ombudet anbefaler at det opprettes en databehandleravtale med Ullevål og med ESSM, jf. personopplysningsloven § 15.


Endringene medfører ingen endring av ombudets opprinnelige vurdering og tilråding av prosjektet (se brev datert 03.05.2007) mht. behandlings- eller hjemmelsgrunnlag.

Ombudet minner om at bruk av videoopptak i undervisnings- eller formidlingsøyemed kan medføre meldeplikt overfor Datatilsynet. Dette bør avklares direkte med tilsynet.

Ta gjerne kontakt dersom noe er uklart.

Vennlig hilsen


Bjørn Henrichsen


Pernilla Bollman

Kontaktperson: Pernilla Bollman 55 58 24 10

Vedlegg 3



FORESPØRSEL OM DELTAKELSE I PROSJEKTET: *”Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og fotballspillere - En prospektiv kohortstudie”*

Bakgrunn for undersøkelsen

Korsbåndsskader i fotball og håndball har i det siste vært et svært aktuelt tema, både i media og i forskningssammenheng. Dette skyldes først og fremst den relativt store hyppigheten av denne alvorlige skaden, spesielt blant kvinnelige utøvere, som ser ut til å skade seg 3-7 ganger hyppigere enn menn. Problemet så langt er imidlertid at vi vet for lite om risikofaktorene og skademekanismene for korsbåndskader. Denne informasjonen er viktig når vi forsøker å forebygge skader, både for å kunne vite hvem som vil ha størst glede av forebyggende trening og for å kunne utvikle mest mulig effektive treningsmetoder.

Senter for idrettsskadeforskning er en forskningsgruppe bestående av fysioterapeuter, kirurger og biomekanikere med kunnskap innen idrettsmedisin. Vår hovedmålsetting er å forebygge skader i norsk idrett, med spesiell satsning på fotball, håndball, ski og snowboard. Denne studien er en viktig brikke i arbeidet med å finne ut hvorfor noen får en korsbåndskade. Vi ønsker nå å undersøke ulike mulige risikofaktorer for korsbåndskader, for deretter å kartlegge hvem som får korsbåndskader de påfølgende sesongene.

Gjennomføring av undersøkelsen

Vi ønsker at du som elitespiller deltar i denne studien, og deltakelsen er frivillig. Testingen vil finne sted på Norges idrettshøgskole. I løpet av en dag vil vi gjennomføre ulike styrke-, balanse- og bevegelighetstester, anatomiske målinger, samt gjennomføre en bevegelsesanalyse av hvordan du finter, vender, hopper og lander. Undersøkelsen starter med en kort oppvarming, deretter får du festet små refleksmarkører på kroppen (35 stk totalt). Du vil så bli bedt om å gjennomføre tre finter/vendinger og tre fallhopp. Under disse øvelsene vil det være 8 infrarøde kamera som filmer markørene, samtidig som kreftene fra underlaget blir målt. Dataene fra markører, kraftplattform og anatomiske mål benyttes i en matematisk modell som gir ut leddkrefter og momenter. Disse kreftene/momentene gir oss informasjon om hvordan muskler og passive strukturer som leddbånd belastes.

Bevegelsesanalysen vil ta ca. 1,5 time, inkludert anatomiske målinger og påsetting av markører. De andre testene gjennomføres resten av tiden laget er på NIH, og totalt vil testene ta om lag åtte timer. I tillegg til disse testene vil du få utdelt et skjema, der vi spør om treningserfaring, tidligere skader, skade i familien, treningsmengde, menstruasjonsstatus og knefunksjon. Spørreskjemaet besvares i løpet av testdagen, og det vil ta ca. 30 min.

Behandling av testresultatene

Vi vil de neste tre sesongene følge opp alle lag og spillere som har deltatt på testing hos oss for å registrere alle korsbåndskader som oppstår.

Vi er også interessert i å kunne kontakte deg senere med tanke på oppfølgingsstudier. Dette kan f.eks. skje ved at du får tilsendt et spørreskjema. Av den grunn vil vi lagre resultatene fra testene og svarene på spørreskjemaet fram til 1.6.2017. Etter dette vil dataene bli anonymisert. Dataene vil bli behandlet konfidensielt, og kun i forskningssammenheng. Alle som utfører testingen og forskere som benytter dataene er underlagt taushetsplikt. Dersom du ikke ønsker å være med på etterundersøkelser, kan du reservere deg mot dette i samtykkeerklæringen. I så fall vil alle dine data bli anonymisert etter fire år.

Vi vil underveis i testingen ta videoopptak av dere som vi senere kan ønske å bruke i undervisnings- og formidlingsammenheng. Opptakene inkluderer situasjoner der dere kun har på shorts og sports-BH. Dersom dere ikke vil at deres opptak skal være aktuelle for slik bruk krysser dere av for det i samtykkeerklæringen.

Hva får du ut av det?

Vi kan ikke tilby noe honorar for oppmøtet, men vil dekke eventuelle reise- og matutgifter. I tillegg vil du få kopi av dine resultater fra styrketestene som gjennomføres i løpet av testdagen.

Angrer du?

Du kan selvfølgelig trekke deg fra forsøket når som helst uten å måtte oppgi noen grunn. Alle data som angår deg vil uansett bli anonymisert.

Spørsmål?

Ring gjerne til Tron Krosshaug, tlf.: 45 66 00 46 hvis du har spørsmål om prosjektet, eller send e-post til tron.krosshaug@nih.no.

”Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og fotballspillere - En prospektiv kohortstudie”

SAMTYKKEERKLÆRING

Jeg har mottatt skriftlig og muntlig informasjon om studien *Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og fotballspillere - En prospektiv kohortstudie*. Jeg er klar over at jeg kan trekke meg fra undersøkelsen på et hvilket som helst tidspunkt.

- Jeg ønsker ikke å bli kontaktet etter endt karriere med tanke på oppfølgingsstudier
- Jeg ønsker ikke at video av meg skal brukes i undervisningssammenheng

Sted

Dato

.....

.....

.....
Underskrift

.....
Navn med blokkbokstaver

.....
Adresse

.....
Mobiltelefon

.....
E-postadresse

Vedlegg 4



”Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og fotballspillere - En prospektiv kohortstudie”

SAMTYKKEERKLÆRING

Jeg har mottatt skriftlig og muntlig informasjon om studien *Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndball- og fotballspillere - En prospektiv kohortstudie*. Jeg er klar over at jeg kan trekke meg fra undersøkelsen på et hvilket som helst tidspunkt.

- Jeg ønsker ikke å bli kontaktet etter endt karriere med tanke på oppfølgingsstudier
- Jeg ønsker ikke at video av meg skal brukes i undervisningssammenheng

Sted

Dato

.....

.....

.....
Underskrift spiller

.....
Underskrift foresatt

.....
Navn med blokkbokstaver

.....
Adresse

.....
Mobiltelefon

.....
E-postadresse