

Anniken Tidemann Pedersen

Sammenligning av kneabduksjonsmoment i idrettsspesifikke oppgaver for kvinnelige håndballspillere

Implikasjoner for forebygging av fremre korsbåndsskader

Masteroppgave i Idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2023

Anniken Tidemann Pedersen

Sammenligning av kneabduksjonsmoment i idrettsspesifikke oppgaver for kvinnelige håndballspillere

- Implikasjoner for forebygging av fremre korsbåndsskader

Masteroppgave i Idrettsvitenskap

Seksjon for fysisk prestasjonsevne

Norges Idrettshøgskole 2023

Sammendrag

Bakgrunn: Anterior Cruciate ligament (ACL) skade er et stadig økende problem blant idrettsutøvere som medfører alvorlige konsekvenser. Høye kneabduksjonsmoment (KAM) er ansett som en relevant risikofaktor for ikke-kontakt ACL skader i håndball. Tidligere studier har undersøkt utøveres risikoprofil i enkle screeningoppgaver. Det er uklart hvordan belastningen i kneleddet og KAM vil påvirkes i idrettsspesifikke oppgaver pga. manglende forskning. Det vil dermed være aktuelt å utforme tester i laboratorier som gjenspeiler idrettsspesifikke oppgaver.

Formål: Undersøke forskjeller i kneabduksjonsmoment i tre ulike oppgaver med økende kompleksitet hos kvinnelige håndballspillere. I tillegg vil vi undersøke om alder og nivå påvirker kneabduksjonsmomentet i oppgavene.

Metode: Femti-en kvinnelige håndballspillere (alder $19,4 \pm 3,40$ år, høyde $1,70 \pm 0,06$ m, kroppsmasse $67,0 \pm 7,80$ kg) fra de øverste divisjonene (Rema1000 ligaen, 1.divisjon, 2.divisjon, 3.divisjon) ble rekruttert i studien. Utøverne gjennomførte tre ulike finter med økende kompleksitet. Kneabduksjonsmoment ble målt innen de første 100 millisekunder (ms) etter første bakkekontakt (IC) ved bruk av infrarødt markørbasert kamerasystem. I oppgave 1 gjennomførte deltakerne en forhåndsplanlagt finte uten en statisk forsvarsspiller og uten mottak ball. I oppgave 2 utførte deltakerne en forhåndsplanlagt finte forbi en statisk forsvarsspiller med mottak av ball. I oppgave 3 utførte utøverne en uforutsigbar finte forbi tre forsvarsspillere med mottak av ball. Når deltakeren mottok pasningen, beveget den midterste forsvareren og én av forsvarerne på siden mot deltakeren. Deltakeren ble tvunget til å kognitivt vurdere om hun skulle gjennomføre en høyre-venstre eller venstre-høyre finte avhengig av hvilken av forsvarerne som beveget seg mot deltakeren. Rekkefølgen på hvilken forsvarer som skulle bevege seg var randomisert.

Resultat: Resultatene viser en gjennomsnittlig maksimal KAM i oppgave 1) 1.54 (SD: ± 0.54) Nm/kg, 2) 1.71 (SD: ± 0.60) Nm/kg, 3) 1.67 (SD: ± 0.54) Nm/kg. Det ble vist en statistisk signifikant ($p=0,006$) oppgave effekt av maksimal KAM innen de første 100 ms etter IC.

Resultatet viste kun statistisk signifikant mellom oppgave 1 og 2, og ingen statistisk signifikant mellom oppgave 1 og 3, og oppgave 2 og 3. Teknikk variabler ble undersøkt for å forklare forskjeller i KAM. Inngangshastighet viste $3,75 \pm 0,47$ m/s i oppgave 1, $4,01$ m/s $\pm 0,48$ i oppgave 2 og $3,77$ m/s $\pm 0,48$. Videre viste resultatet en sterk korrelasjon ($r_s = 0,620$) mellom oppgave 1 og 2, samt 2 og 3 ($r_s = 0,603$) og en veldig sterk korrelasjon ($r_s = 0,766$) mellom oppgave 1 og 3. Utøvere fra 22 > år og utøvere i eliteserien oppnådde de høyeste KAM verdiene, spesielt i oppgave 2.

Konklusjon: Studien indikerer at en uforutsigbar fintebevegelse ikke vil generere høyere KAM enn en kompleks, men forhåndsbestemt idrettsspesifikk fintebevegelse. Resultatet viser en sterk til veldig sterk korrelasjon mellom de tre oppgavene. I tillegg viser KAM å være konsistente mellom hver oppgave som tyder på at utøvere utfører bevegelsen tilnærmet lik uavhengig ytre påvirkninger. Funnene tyder på at utøverne har utviklet automatiske motoriske programmer som fører til at bevegelsen blir påvirket i mindre grad av ytre faktorer.

Forord

Denne masteroppgaven markerer slutten på mine fire år på Norges Idrettshøgskole. I denne perioden har jeg fått mange nye bekjentskap og masse lærerik kunnskap jeg vil ta med meg videre. Den siste perioden på NIH har tiden blitt brukt på denne masteroppgaven. Det har vært en lang reise kombinert med fysioterapiutdanning som har bydd på en del utfordringer. Allikevel er jeg glad for å ha kommet meg igjennom masteroppgaven, selv om det både har vært mange nedturer, men også oppturer underveis. Jeg er både glad og stolt over å ha fullført denne masteroppgaven og er ekstremt takknemlig for både kunnskapen og erfaringer jeg vil ta med meg videre.

Det er flere jeg vil takke, spesielt min veileder Tron Krosshaug for mye lærerik kunnskap, veiledning og inspirasjon. Det har vært en glede å få jobbe med deg og du er en stor inspirasjon gjennom ditt arbeid. Videre vil jeg takke Ola Eriksrud for god hjelp under prosjektet, din anatomiske kunnskap har vært ekstremt lærerik og som jeg vil ha god nytte av inn i arbeidslivet. I tillegg vil jeg rett en stor takk til Patrick Mai og Kevin Bill for mange kunnskapsrike samtaler og for en fantastisk god hjelp med dataanalyser.

Videre vil jeg takke prosjektgruppa for et godt samarbeid, nyttige og mindre kunnskapsrike samtaler gjennom en periode som til tider har vært svært krevende. Takk til Mireia C. Molet, Julia Bartsch, Katharina Glöckler, Fredrik Sæland og Lasse Maushund. Videre vil jeg rette en ekstra takk til prosjektmedarbeidere og medstudenter Mathias M. Eggerud og Reidar B. Moss, for godt samarbeid, fine samtaler og lærerike diskusjoner.

Til slutt vil jeg takke min fine familie som alltid har gitt mye støtte og til min kjære farfar som delte den samme lidenskapen og alltid hadde troen på meg.

Norges Idrettshøgskole, Oslo, juni 2023

Anniken Tidemann Pedersen



Forkortelser

ACL	Anterior cruciate ligament; fremre korsbånd
PCL	Posterior cruciate ligamanet; bakre korsbånd
MCL	Medial collateral ligament
LCL	Lateral collateral ligament
KAM	Kneabduksjonsmoment
BMI	Body Mass Index: kroppsmasseindeks
COM	Center of mass; massesenter
ROM	Range of motion; bevegelsesområdet
GRF	Ground reaction force; bakkereaksjonskraft
IC	Initial contact; første bakkekontakt
SD	Standardavvik
3D	Tredimensjonal
N	Newton
F	Force; kraft
Hz	Hertz
m	Meter
mm	Millimeter
ms	Millisekunder
Nm	Nanometer
cm	Centimeter
kg	Kilogram
s	Sekund
a	Akselerasjon

Innholdsfortegnelse

<i>Sammendrag</i>	4
<i>Forord</i>	6
<i>Forkortelser</i>	7
1. Introduksjon	11
1.1 Formålet med studien	14
1.2 Hypotese	14
2. Teoretisk bakgrunn	15
2.1 Kneleddet	15
2.1.1 Fremre korsbånd.....	16
2.2 Risikofaktorer for fremre korsbånd skader	17
2.2.1 Indre risikofaktorer.....	18
2.2.2 Ytre risikofaktorer	20
2.3 Skademekanismer i håndball	21
2.5 Biomekaniske faktorer	23
2.5.1 Kneabduksjonsmoment	24
2.5 Screeningmetoder for ACL skader	26
2.6 Tredimensjonal bevegelsesanalyse	29
3. Metode	31
3.1 Design	31
3.2 Utvalg	31
3.3 Ethiske betraktninger	32
3.4 Eksperimentelt oppsett og måleinstrumenter	32
3.4.1 Antropometri.....	32
3.4.2 Markøroppsett	33
3.4.3 Qualisys Motion Capture System.....	33

3.4.4 Kraftplattform	33
3.5 Reliabilitet og validitet av måleinstrumentene	34
3.5.1 Qualisys Motion Capture	34
3.5.2 Markøroppsett	34
3.5 Eksperimentell protokoll	35
3.5.1 Oppvarming prosedyre	35
3.5.2 Statisk kalibrering	35
3.5.3 Fintebevegelser	35
3.6 Dataanalyse	38
3.7 Statistisk analyse.....	39
4. Resultat.....	41
4.1 Deskriptive resultater.....	41
4.2 Korrelasjoner mellom oppgavene.....	42
4.3 Forskjeller i KAM etter alder og divisjon.....	44
5. Diskusjon.....	45
5.1 Kneabduksjonsmoment	46
5.2 Deskriptive teknikkvariabler	49
5.3 Begrensninger med studien	50
5.3.1 Utvalg	50
5.3.2 Knebelastning og KAM.....	51
5.3.3 Markører	52
5.3.4 Forsvarere i oppgave 3	52
5.3.5 Håndball relaterte tilnærminger	53
5.4 Fremtidig forskning	54
6. Konklusjon	54
Referanser	55
Tabelloversikt.....	71
Figuroversikt.....	72

<i>Vedlegg 1 – Samtykkeskjema</i>	<i>73</i>
<i>Vedlegg 2 – Søknad til etisk komite.....</i>	<i>76</i>
<i>Vedlegg 3 – Meldeskjema til NSD for personvernopplysninger</i>	<i>78</i>
<i>Vedlegg 4 – Markøroppsett.....</i>	<i>80</i>
<i>.....</i>	<i>80</i>

1. Introduksjon

Anterior Cruciate Ligament (ACL) skade er et velkjent problem blant idrettsutøvere og medfører alvorlige kortsiktige og langsiktige konsekvenser for utøver. På bakgrunn av økende forekomst og alvorlige konsekvenser har forskere i flere år studert ACL skader i ulike idretter for å få en felles forståelse over mekanismene bak skaden, samt hvordan effektive treningsprogram kan redusere fremtidige ACL skader (Boden et al., 2010; Hewett et al., 2005;2006; Krosshaug et al., 2016; Risberg et al., 2009).

Til tross for den økte interessen rundt ACL skader innenfor idrettsforskning, er det en økende forekomst i antall skader i flere idretter. Det er rapportert at ca. 100 000-250 000 ACL skader forekommer i USA hvert år (Hewett et al., 2016). Største andelen av utøvere er menn, tatt i betraktning at flere menn spesielt i USA utøver idrettslige aktiviteter. Allikevel er det en høyere relativ risiko for kvinner. Studien til Myklebust et al., (1997) registrerte at kvinner har 3-5 ganger større risiko for å pådra seg en ACL skade sammenlignet med menn. Hvorfor kvinner har en økt risiko sammenlignet med menn er ukjent, men flere forskere antar at anatomiske, hormonelle og nevro-muskulære faktorer kan forklare forskjellen (Myklebust et al., 1998; Myklebust, 2013).

En ACL skade har en høy forekomst spesielt i lagidretter (Lind et al., 2009). Av alle ballidretter, rapporter flere studier (Olsen et al., 2004; Renstrom et al., 2008) at insidensen for ACL skade er størst i håndball. Skadesituasjonen er ofte uten kontakt med annen utøver, spesifikt i bevegelser som innebærer raske retningsforandringer, finter eller ett-bens landinger etter et hopp (Myklebust et al., 1997; 1998; Olsen et al., 2004). I bevegelsene blir kneleddet utsatt for en viss belastning og når belastningen overstiger ligamentets toleranse vil en ACL ruptur sannsynligvis være utfallet (Donelon et al., 2020).

Rehabilitering av ACL skader er tidkrevende og kan variere mellom 10 til 12 måneder ved totalruptur eller etter en operasjon (Friedberg, 2020). I denne tidsperioden vil utøvere oppleve å miste verdifull trening og sosial tilknytning til resten av laget. I tillegg vil utøvere få økt risiko for tidlig artrose og evt. slitasjegikt, smerter og nedsatt funksjonsevne (Myklebust & Bahr, 2005).

Til tross for alvorlige fremtidige risikofaktorer velger fire av fem utøvere å returnere til idretten etter en rehabiliteringsperiode (Arderm et al., 2014). Av disse utøverne rapporterer omtrent 65-88% god knefunksjon innen ett år (Myklebust & Bahr, 2005). Allikevel vil omtrent 20-30% av utøvere med tidligere ACL skade pådra seg en sekundær skade i det samme eller motsatte ben (Paterno et al., 2010; 2014). Basert på de alvorlige konsekvensene av ACL skader og den økende forekomsten er det helt nødvendig å utvikle effektive skadeforebyggende treningsprogram for å redusere fremtidige skader.

Flere forsøk er blitt gjennomført for å identifisere utøvere med høy-risiko for å utvikle en ACL skade uten et vellykket resultat. Studien til Krosshaug et al., (2016) undersøkte utøvers risikoprofil gjennom screeningoppgaver, men resultatet ga ingen assosiasjon mellom oppgavens utfall og risiko for fremtidig ACL skade. De fleste screeningoppgaver som har undersøkt skademekanismer har brukt vertikal fallhopp (VDJ) for å vurdere utøvers knebelastninger (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016; Nilstad et al., 2021). Allikevel representerer ikke denne metoden den største andelen av skadesituasjonene. I retningsforandringer og finter er det flere komponenter utøvere må ta hensyn til, deriblant medspillere, motspillere og ball. For å kunne undersøke skademekanismer er det relevant at metodene representerer skadesituasjonen så idrettsspesifikt som mulig.

Det rapporteres at utøvere med økt kneabduksjonsmoment (KAM) har en økt risiko for ACL skade (Renstrom et al., 2008). Studien til Hewett et al., (2005) undersøkte kvinnelige utøvere i hopp- og landingsbevegelser. Resultatet viste at utøvere som pådro seg en ACL skade hadde 2,5 ganger større KAM og 20% høyere bakkereaksjonskraft (GRF) sammenlignet med utøvere som ikke utviklet ACL skade. Flere studier (Hewett et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2006) antyder at KAM er en vesentlig faktor for ACL skademekanismen. Videre er det undersøkt at KAM er betydelig større i retningsforandringer sammenlignet med vanlig løping og ved landinger etter hopp (Besier et al., 2001; Kristianslund & Krosshaug, 2013). Det er derfor nødvendig å redusere KAM for å forhindre fremtidige skader.

Det er uklart hvordan belastningen i kneleddet og KAM vil bli påvirket i idrettsspesifikke oppgaver ettersom det er manglende forskning på området. En tidligere studie antar at en statisk forsvarer, inkludering av ball og en uforutsigbar retningsforandring vil kunne øke KAM betraktelig (McLean et al., 2004). Allikevel vil ikke denne studien gjenspeile kompleksiteten på spillsituasjonen. For å få en felles forståelse av skademekanismer for ACL skade, samt hvordan vi kan utvikle hensiktsmessige skadeforebyggende programmer vil det være aktuelt å utforme tester i laboratoriet som gjenspeiler idrettsspesifikke oppgaver (Arundale et al., 2021).

Studien til Renstrom et al., (2008) indikerer at utøvere i øvre divisjoner er mer utsatte for en ACL skade, sammenlignet med utøvere i lavere divisjoner. Utøvere i øvrige divisjoner vil ha en alder fra omtrent 18 år >, fra barne- og ungdomsidretten går over til senioridrett. Allikevel er det flere yngre utøvere som pådrar seg en ACL skade (Arden et al., 2018). En tidlig ACL skade vil gi alvorlige konsekvenser fra tidlig alder. Det er derfor avgjørende å implementere skadeforebyggende- og rehabiliteringsprogrammer for å redusere risikoen for ACL skade, samt redusere risikoen for en sekundær skade (Myklebust & Bahr 2005).

Basert på tidligere forskning og nødvendigheten av idrettsspesifikke oppgaver vil utøverne i studien bli presentert for tre ulike oppgaver med økende kompleksitet. I oppgave 1 vil deltakerne bli instruert til å utføre en forhåndsbestemt fintebevegelse uten ball og forsvarer, i oppgave 2 vil deltakerne bli instruert til å utføre en forhåndsbestemt fintebevegelse med ball og en statisk forsvarer og i oppgave 3 vil deltakerne bli instruert til å utføre en uforutsigbar fintebevegelse med ball og tre forsvarere. Forsvarsspillerne vil provosere retningen til utøveren ved å forflytte seg slik at utøveren må vurdere og planlegge retningen på finten.

1.1 Formålet med studien

Formålet med denne studien vil være å undersøke forskjeller i kneabduksjonsmoment hos kvinnelige håndballspillere mellom tre ulike oppgaver, med økende kompleksitet. Vi ønsket i tillegg å undersøke hvorvidt utøvernes alder og nivå påvirket kneabduksjonsmoment i de tre ulike oppgavene.

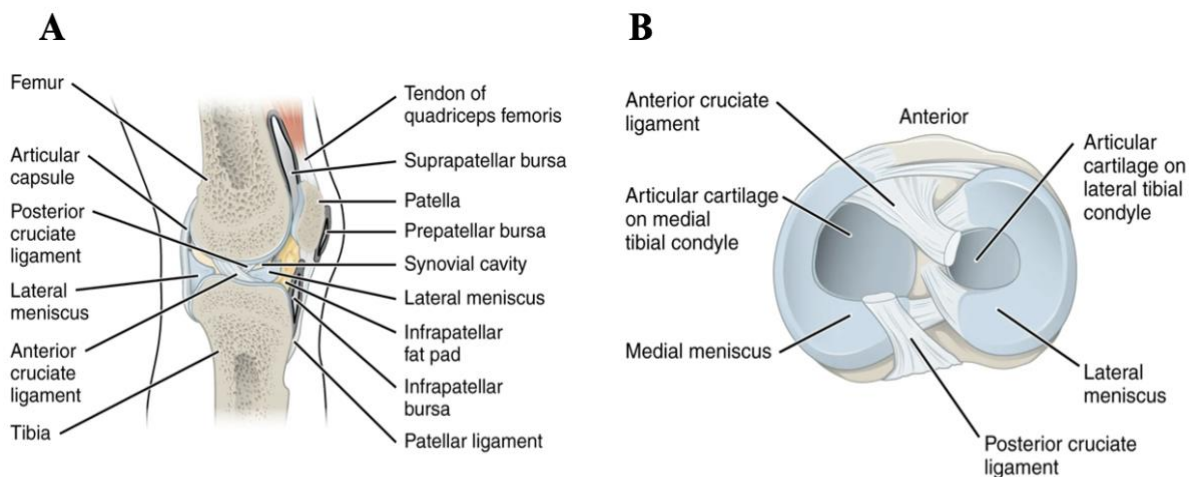
1.2 Hypotese

Etter en gjennomgang av tidligere forskning på kneabduksjonsmoment i fintebevegelser (Besier et al., 2001; Koga et al., 2010; Kristianslund & Krosshaug, 2013; Mclean et al., 2004), antar vi at deltakernes kneabduksjonsmoment vil øke når deltakerne står ovenfor oppgaver med økende kompleksitet.

2. Teoretisk bakgrunn

2.1 Kneleddet

Kneleddet (art. genus) er et av kroppens største og kompliserte ledd (Figur 1). Det stilles store krav til leddet for å tåle den store kroppsbelastningen, men også for god bevegelighet (Dahl & Rinvik, 2016). Kneleddet virker dermed som en stiv søyle (stående stilling), samt tillater bevegelse i seks frihetsgrader; fleksjon, ekstensjon, innad- og utad rotasjon, valgus og varus (Dahl & Rinvik, 2016). For idrettsutøvere som utfører blant annet hopp, landing, løp og raske retningsforandringer er det vesentlig at kneleddet er stabilt når leddet blir utsatt for store krefter. Stabiliteten av kneleddet er forårsaket av en kombinasjon av dynamiske og statiske strukturer som arbeider for å forhindre overdreven bevegelse, samt ustabilitet (Zlotnicki et al., 2016).



Figur 1: Anatomisk fremstilling av kneleddet. A) Sagittalt bilde av høyre kne. B) Superior bilde av høyre tibia i kneleddet, viser både korsbånd og menisker. Hentet fra OpenStax College (CC BY 3.0). (<https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/>)

Kneleddet består av femur som artikulerer med tibia og patella. I tillegg vil en sterk kapsel, to menisker, to sideligamenter og to korsbånd bidra til stabilitet og forhindre unormale bevegelser (Dahl & Rinvik, 2016). Meniskene ligger plassert mellom kondylene til femur og tibiaplatåene. Den laterale menisken er mer sirkulær, mens den mediale ligger mer som en halvmåne (Dahl & Rinvik, 2016). De fungerer begge som støtdempere og bidrar til å fordele belastningen. I tillegg fører meniskene til kongruens og diffusjon av leddvæske (Vaienti et al., 2017).

Sideligamentene befinner seg på hver sin side av kneleddet. Det mediale kollaterale ligamentet (MCL) bidrar til å forhindre valgus stress, mens det laterale kollaterale ligamentet (LCL) forhindrer varus stress, samt overdreven indre rotasjon av kne (Vaienti et al., 2017). Korsbåndene befinner seg midt inni leddet, og danner et kors. De har som funksjon å være stabiliserende og skal forhindre at tibia glir fremover og bakover i forhold til femur. Det fremre korsbåndet (ACL) vil forhindre tibia å gli fremover, mens det bakre korsbåndet (PCL) vil forhindre at tibia glir bakover (Vaienti et al., 2017).

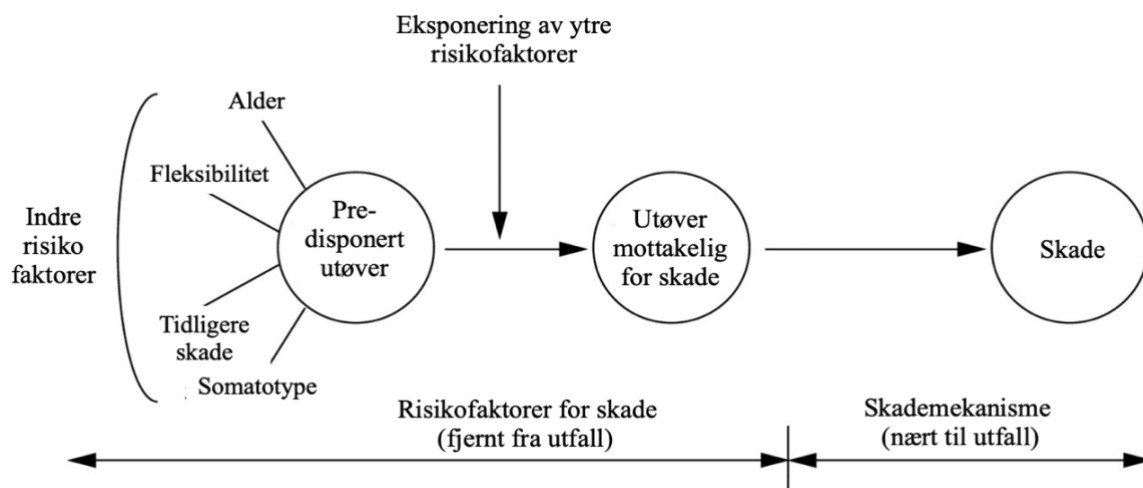
2.1.1 Fremre korsbånd

Det fremre korsbåndet (Anterior Cruciate Ligament; ACL) består av en båndlignende struktur bestående av tettpakke kollagenfibre som er parallelt justert (Woo et al., 2006). Båndene består hovedsakelig av type 1 kollagenfibre (70-80%) som gir ligamentet strekkstyrke (Woo et al., 2006). Ligamentet er festet på medialsiden av den laterale femurkondylen. Derifra går ligamentet anteriort, mediant og distalt til medialsiden på intercondylaris anterior på tibia, der den er forbundet med den laterale menisken (Duthon et al., 2006). Selve ligamentet har individuelle anatomiske variasjoner, men ligger mellom 22-41 mm i lengde og 7-12 mm i bredde (Duathon et al., 2006). Hovedrollen til ACL er å passivt stabilisere kneleddet. ACL vil forhindre hyperekstensjon av kne, forhindrer anterior forskyvning og innad rotasjon av tibia i forhold til femur (Abulhasan & Gray, 2017; Dahl & Rinvik, 2016; Markatos et al., 2013). Ligamentet er en av de viktigste strukturene for stabilitet og bidrar med omtrent 85% av kneleddets stabilisering (Abulhasan & Gray, 2017).

Videre kan vi dele det fremre korsbåndet inn etter ulike egenskaper, den mest brukte inndelingen er en anterior medial (AM) bunt og en posterior lateral (PL) bunt (Amis & Dawkins et al., 1991). AM bunten har som funksjon å være stram og forlenget i fleksjon, og slakk i ekstensjon av kne. Egenskapene til AM bunten er viktig for å begrense anterior-posterior translasjon (tibia beveger seg fremover i forhold til femur) (Woo et al., 2006). PL bunten har motsatt funksjon og skal virke stram og forlenget i ekstensjon, og slapp i fleksjon av kne (Amis & Dawkins et al., 1991). I tillegg er den viktig for å begrense rotasjonsmomenter i kneleddet (Woo et al., 2006). I idretter som innebærer hopp, landinger, høy hastighet og raske retningsforandringer er det helt avgjørende at ACL kan stå imot den høye belastningen og kreftene kneleddet utsettes for.

2.2 Risikofaktorer for fremre korsbånd skader

Det er viktig å få en full oversikt og forståelse av risikofaktorer for å identifisere hvem som er mest utsatt, hvordan en skade oppstår og hvordan vi kan utvikle effektive skadeforebyggende tiltak (Bahr, 2016). Mekanismene bak en ACL skade er ansett å være multifaktoriell og et komplekst samspill av indre og ytre faktorer (Bahr & Krosshaug, 2005). Det er usikkert hvilke risikofaktorer som disponerer en utøver for størst risiko, men risikofaktorene alene vil ikke utgjøre en skade (Bahr & Krosshaug, 2005). Meeuwisse (1994) utviklet en multifaktoriell modell (Figur 2) som viser interaksjonene mellom indre og ytre risikofaktorer. De indre risikofaktorene inkluderer kjønn, alder, ferdigheter, nevromuskulær kontroll, biomekaniske faktorer, samt psykologiske faktorer. De ytre faktorene omhandler omgivelsene rundt utøveren, spillsituasjoner, utstyr og samspillet mellom underlag og sko (Bahr & Krosshaug, 2005).



Figur 2: Kompleks interaksjon mellom indre og ytre risikofaktorer som fører til og resulterer til skade. Utviklet av Meeuwisse (1994).

I litteraturen blir ofte risikofaktorer for ACL-skade delt inn i modifiserbare faktorer og ikke-modifiserbare faktorer (Uhorchak et al., 2003). De ikke-modifiserbare faktorene inkluderer kjønn og anatomiske strukturer. Det er flere studier som har undersøkt anatomiske strukturer som potensielle risikofaktorer for ACL skade, allikevel er det lite vi kan endre når det kommer til disse faktorene (Uhorchak et al., 2003). De modifiserbare faktorene, som biomekaniske faktorer, nevromuskulær kontroll og ferdighetsnivå har fått et økt fokus ettersom de kan påvirkes. Ved å identifisere og påvirke modifiserbare faktorene vil vi mulig kunne redusere risikoen for en fremtidig ACL skade.

2.2.1 Indre risikofaktorer

Det er mye forskning på anatomiske faktorer og mange hypoteser som både bekrefter og avkrefter at enkelte har en økt risiko for ACL skader. Studier viser at kvinner er mer utsatt og har fem ganger så stor risiko for å få en ACL skade sammenlignet med menn (Myklebust et al., 1998). Årsaken til hvorfor kvinner er mer utsatte er et uavklart spørsmål, men flere hypoteser antar at anatomiske forskjeller i underekstremiteten kan skyldes noe av årsakene (ligamentstørrelse, helning på tibiaplatå, bredde mellom femurkondylene, laksitet, og q-vinkel) (Shultz et al., 2012; 2015; Uhorchak et al., 2003).

Antropometriske mål som høyde, vekt, BMI og segmentlengde er blitt studert som en mulig risikofaktor (Hewett et al., 2006). Allikevel er det varierende funn og det er usikkert hvor stor påvirkning disse variablene har alene i forhold til økt risiko for ACL skade. I tillegg vil en økt BMI føre til økt masse og en økt belastning på ledd. Dermed vil en utøver med en høy BMI potensielt ha en økt risiko sammenlignet med en utøver med lavere eller normal BMI (Uhorchak et al., 2003). Det bør nevnes at målinger av BMI har en dårlig sensitivitet og spesifisitet ettersom kroppsfett ikke er lineært og forskjellig mellom menn og kvinner (Rothman, 2008). Dermed kan en utøver med høy BMI bestående av stor prosentandel muskelmasse antas å ha en økt risiko for ACL skade, selv om muskulaturen til utøveren vil kunne styrke og stabilisere kneleddet i større grad enn en utøver med høy BMI basert på høy prosentandel kroppsfett.

Andre hypoteser innebærer at kvinner har høyere q-vinkel og dermed økt valgus i kneleddet (Shambaugh et al., 1991). Unormale skjevheter vil kunne føre til en strekk på ACL og gi en økt skaderisiko (Renstrom et al., 2008), men flere studier finner ingen til liten sammenheng med at økt q-vinkel gir større risiko for å pådra seg en ACL ruptur (Alentorn-Geli et al., 2009; Meyer et al., 2005). Andre funn viser at pasienter med ACL skade hadde et mindre ACL både i areal og volum (Chaudhari et al., 2009). Ved å sammenligne menn og kvinner ble det også funnet at kvinner har et mindre ACL relativt til lengde, tverrsnittsareal og volum etter å ha justert for antropometri (Chandrashekar et al., 2005).

Avstanden mellom femurkondylene, nærmere bestemt fossa intercondylaris der korsbåndene krysser kneleddet er forbundet som en risikofaktor for ACL skade (Renstrom et al., 2008). Ved en smalere fossa intercondylaris vil plassen for ACL bli mindre og kan føre til en smalere åpning, svakere bånd og økt stress på ACL (Shultz et al., 2012; 2015). Spesielt under raske retningsforandringer, hopp og landinger (Hewett et al., 2006). Det er allikevel store individuelle forskjeller på hvem som har smalere fossa intercondylaris, i tillegg er det varierende resultater og studier som både bekrefter og avkrefter at en smalere avstand faktisk gir en økt risiko for ACL skade (Fung & Zhang, 2003; Uhorchak et al., 2003). Det bør dermed undersøkes ytterligere og vurderes i sammenheng med andre risikofaktorer.

Flere studier har undersøkt sammenhengen mellom helningsgraden på tibiaplatå og ACL-skader. Forskningen viser at en økt helning på tibiaplatået kan øke risikoen for ACL-skade ettersom økt helningsgrad er assosiert med større anterior ledd reaksjonskrefter, økt anterior translasjon av tibia og økt anterior tibial akselerasjon (Shultz et al., 2012; 2015). I tillegg vil en kombinasjon av økt helningsgrad av tibiaplatået og mindre tverrsnittsareal øke den høye belastningen ytterligere (Shultz et al., 2012; 2015). Allikevel trengs det mer forskning når det er få studier og studien ikke representerer for fullstendig vekt bærende tilstand (Shultz et al., 2012).

Kneleddets laksitet er også en studert risikofaktor og flere studier (Boden et al., 2000; Shultz et al., 2015) viser at økt laksitet gir økt risiko for ACL skade. Ettersom kneleddets stabilitet opprettholdes av flere strukturer og leddbånd er det vesentlig at ligamentene er sterke. Det er store individuelle variasjoner i ledd laksitet og det påvirkes muligens av genetiske, hormonelle og strukturelle faktorer (Shultz et al., 2015). I tillegg er det påvist kjønnsforskjeller, der kvinner har gjennomsnittlig en høyere laksitet enn menn (Shultz et al., 2015). Studien til Uhorack et al., (2003) viste at kvinner med økt leddlaksitet hadde 2,7 ganger større risiko for ACL skade enn kontrollere. En økning i leddlaksitet er i tillegg assosiert med en bevegelsesstrategi som videre kan øke risikoen for ACL skader. Det innebærer at kneleddet får en økt belastning, både i sagittalplanet (økt hyperekstensjon), frontalplanet (økt valgus/varus) og i transversalplanet (økt intern/ekstern rotasjon av tibia) (Geiser et al., 2015; Shultz et al., 2004).

Viktigheten av å undersøke risikofaktorer er vesentlig for å kunne forhindre nye tilfeller av ACL skader i fremtiden. Allikevel forklarer flere studier at de ikke-modifiserbare faktorene har vist en signifikant sammenheng med skade i motsetning til de modifiserbare faktorene (unntak av BMI) (Uhorchak et al., 2003). Allikevel er det, om ikke enda viktigere å se de i sammenheng med hverandre. Studier har vist at smal avstand mellom femurkondylene og økt leddlaksitet kombinert gir ytterligere økt risiko for ACL skader enn de nevnte faktorene alene (Shultz et al., 2012; 2015). Videre vil nyere forskning som kombinerer de nevnte risikofaktorene og hvordan de samhandler kunne gi ytterligere kunnskap om skaderisiko. I tillegg til de anatomiske og strukturelle risikofaktorene er det rapportert at både hormonelle og nevromuskulære funksjoner kan forklare kjønnsforskjeller i skaderisiko (Myklebust, 2013; Shultz et al., 2012; 2015).

2.2.2 Ytre risikofaktorer

Spillsituasjon/motstandere

De ytre faktorene som kan gi økt risiko for en ACL skade omhandler omgivelsene rundt utøveren. I lagidrett er det flere ulike faser i spillet som vil kunne påvirke intensitet og bevegelsesmønster til utøveren. I tillegg vil det være motspillere og medspillere som utøveren må orientere seg om og ta hensyn til. Studier viser til at de fleste ACL skader i lagidretter, spesielt håndball oppstår i situasjoner uten kontakt. Bevegelsen er ofte i en finte, retningsforandring eller landing fra et hopp (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004). I tillegg vil skaden som regel oppstå i angrepsfasen der utøveren har kroppen vendt mot mål og motstander (Olsen et al., 2004). Dette medfører at utøveren vil i tillegg som regel håndterer en ball (Koga et al., 2010). Spillsituasjonen til utøveren vil dermed være påvirket av en rekke faktorer og utøveren vil kunne ha en høyere risiko for ACL skade jo flere faktorer som er i interaksjon. Spesielt håndtering av ball og motstander, samtidig utføre en bevegelse som krever høy intensitet og endret bevegelsesmønster karakteriserer ACL skademekanismen.

Sko og underlag

Ettersom de fleste av ACL skadene i idrett og spesielt lagidretter oppstår uten kontakt i en landing fra et hopp eller i en retningsforandring der foten er plantet i underlaget, vil det kunne være relevant å undersøke om friksjonen til underlaget og sko er en risikofaktor.

Studien til Olsen et al., (2003) undersøkte forekomsten for ACL skader mellom to underlag: tregulv (parkett) og en type kunstig underlag (sportsunderlag).

De presiserer at parkett vil generelt ha en mindre friksjon enn sportsunderlaget og dermed er det interessant om flere utøvere pådrar seg en ACL skade på et underlag med høyere friksjon. Resultatene viste at ni menn pådro seg en ACL skade, der fire av dem var på parkett og fem på sportsunderlag. For kvinnene derimot var det totalt 44 som pådro seg en ACL skade, der åtte var på parkett og hele 36 på sportsunderlag. Ifølge denne studien (Olsen et al., 2003) var det kun en liten forskjell mellom ulikt underlag for menn, men for kvinner var det en betydelig større risiko å spille på sportsunderlag.

Forskjellen mellom antall skader på ulike underlag for menn og kvinner bør allikevel tolkes med forsiktighet. Kvinner har allerede i utgangspunktet en høyere risiko og det kan være flere andre faktorer som gir økt risiko for ACL skade. En økt friksjon mellom utøverens sko og underlag vil kunne gi en økt forekomst av ACL skader. Sammenhengen mellom skaderisiko og overflateforhold har dermed blitt studert (Strand et al., 1990).

2.3 Skademekanismer i håndball

ACL skade er en vanlig og alvorlig kneskade blant kvinnelige idrettsutøvere og forårsaker alvorlige korte- og langsiktige konsekvenser (Arderm et al., 2018). Risikofaktorene gjør at enkelte utøvere er mer utsatt enn andre, men de vil ikke alene føre til ACL skade (Bahr & Krosshaug, 2005). Det er flere studier som har prøvd å forklare skademekanismene (Hewett et al., 2016; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2016), men det er ingen klare svar på hva som gjør enkelte utøvere mer disponible for en ACL skade. Det er derfor nødvendig med videre forskning for å utvikle effektive strategier og treningsprogrammer som kan redusere forekomsten av ACL skader.

De underliggende mekanismen for at en struktur eller et ligament skal ryke oppstår når kraften og dermed belastningen som påføres overstrider ligamentets toleranse (Bates et al., 2018). Ligamentet kan få en ruptur enten ved en enkel maksimal belastning eller av flere gjentatte submaksimale belastninger som fører til liten skade for hver gang (Beaulieu et al., 2023).

Sannsynligheten for at en ACL skade skal oppstå vil mulig være økt når intensiteten øker, samt at utøverne er i en utmattende tilstand (Graham-Smith et al., 2015), f.eks. på slutten av kampen eller etter mange treninger og kamper i løpet av én uke.

Kvinnelige idrettsutøvere som utfører gjentatte retningsforandringer, har tilnærmet 10% økt risiko for en ACL skade (Bram et al., 2020). Idretter som fotball, basketball, volleyball og spesielt håndball er svært utsatte (Visnes & Kroken, 2010). Studien til Renstrom et al., (2008) viste at norske kvinnelige håndballspillere har den høyeste forekomsten med 2,3 ACL skader per 1000 kamp timer. Det rapporteres videre at skadene ofte opptrer i angrepsfasen, samt enkelte tilfeller i forsvarsfasen (Myklebust et al., 1998; Olsen et al., 2004). I angrepsfasen vil utøverne som oftest ha en ball i hånda og bevegelsen er i retning mot mål og motspiller (forsvarer) (Olsen et al., 2004). I tillegg er skaden ofte mer utsatt hos utøvere som har posisjon bak på banen (høyre-, midt-, og venstre bakspiller), samt noen tilfeller hos kantspillere (Myklebust et al., 1997).

I litteraturen klassifiserer de ACL skader som oppstår i to kategorier: med kontakt og ikke-kontakt. Skader som oppstår med kontakt utgjør omtrent 28% av tilfellene, mens ikke-kontakt skader oppstår i 72% av tilfellene (Boden et al., 2000). Studien til Myklebust et al., (1997) viste at 95% av alle ACL-skader i håndball oppstod uten kontakt med annen utøver. Hva som er mekanismen bak disse tilfellene er uklart, men basert på videoanalyser av kvinnelige håndballspillere, oppstår ACL skader under utførelse av retningsforandringer, finter og ettbens landinger etter hopp (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004).

Av skader som oppstår uten kontakt, rapporterte Myklebust et al., (1998) at 19 av 23 skader oppstod under fintebevegelser der utøverne endrer retning. Målet med bevegelsen er å få motspiller til å gå i en retning, mens utøver forflytter seg i motsatt retning. Overkroppen vil dermed forflyttes til siden over foten før utøveren eksplosivt forflyttes til motsatt side. Olsen et al., (2004) rapporterte at foten i alle tilfeller var utenfor kneets posisjon, nær full ekstensjon, i valgus, kombinert med intern eller ekstern rotasjon av tibia. Utøvere er god kjent med bevegelsen og utføres gjentatte ganger både under treninger og kamp (Myklebust et al., 1998).

I tillegg oppstår ACL skader når utøvere lander på ett ben etter et hoppeskudd. Olsen et al., (2004) rapporterte at utøverne vil i landingen når foten er plantet til underlaget ha lett fleksjon i kne, valgus, kombinert med ekstern rotasjon av tibia.

I tillegg rapporteres 75% av tilfellene av ACL skader å oppstå under kamp (Olsen et al., 2004). Myklebust et al., (1998) rapporterte at risikoen er 30 ganger så stor i kamp sammenlignet med trening. Årsaken bak de store forskjellene kan sannsynligvis skyldes en betraktelig økning i intensitet i kamp. Tatt i betraktning at intensiteten øker, vil det sannsynligvis være en forskjell i antall ACL skader blant divisjonene. Det er rapportert at 1.8 % av alle kvinnene i de tre øverste divisjonene har en ACL skade, tar vi kun utgangspunkt i eliteserien er det så mye som 4,5% (Myklebust et al., 1998). Forklaringen til at utøvere i eliteserien har stor forekomst, vil sannsynligvis være forårsaket av økt intensitet, økt hastighet og høyrisiko bevegelsesmønster (Graham-Smith et al., 2015).

2.5 Biomekaniske faktorer

En ACL skade oppstår når ligamentets belastning overstrider strukturens toleranse (Bates et al., 2018). Ved bruk av kadaver (Kanamori et al., 2000) og datasimulerte modelleringsstudier (Koga et al., 2010) kan man undersøke belastningen som ACL påføres for å få en økt forståelse av biomekaniske parameter (Donelon et al., 2020). I tillegg kan biomekaniske analyser basert på videopptak av skadesituasjoner gi en felles forståelse av kinematikken som kan beskrive skadesituasjonen (Olsen et al., 2004).

Flere studier (Arendt and Dick, 1995; Boden et al., 2000; Krosshaug et al., 2007) rapporterer at en ACL skade oppstår uten kontakt i over 70% av tilfellene. I de fleste av tilfellene kan bevegelsesmønstret ha blitt påvirket av en motspiller, selv om motspilleren ikke har vært i direkte kontakt med utøver (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004). I tillegg rapporterer flere studier (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007) at skaden oppstår innen de første 30-50 ms etter første bakkekontakt (IC).

Basert på videoanalyser av kvinnelige utøvere med ACL skade ble utøvere ofte skadet under en enkel retardasjon bevegelse, kombinert med en retningsforandring og belastning i alle plan (Boden et al., 2000; Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004).

I tillegg lander ofte kvinner med en høy kneabduksjonsmoment som er forbundet med fremtidig ACL skade (Boden et al., 2000; Hewett et al., 2005). Det er mye som tyder på at en redusert nevromuskulær kontroll av biomekanikk i underekstremiteten, spesielt i kneleddet er en potensiell bidragsyter for ACL skader hos kvinner (Hewett et al., 2005; 2002; McLean et al., 2004). Studien til Hewett et al., (2005) viste at utøvere som hadde en ACL skade viste endrede karakteristikk i nevromuskulær kontroll sammenlignet med utøvere uten ACL skade. Forskjellene viste at utøvere med ACL skade hadde en signifikant økning i dynamisk valgus og kneabduksjonsbelastning før de fikk en ACL skade, sammenlignet med utøvere uten skade.

2.5.1 Kneabduksjonsmoment

Kneabduksjonsmoment (KAM) er kraften som oppstår når kneet abdukerer og beveger seg ut fra kroppens midtlinje (Hewett et al., 2005). Momentet oppstår som en reaksjon på en virket kraft på kneleddet, f.eks. i en retningsforandring, sideforflytning eller landing fra et hopp. Ved bruk av biomekaniske analyser basert på videoopptak av skadesituasjoner, er det en felles forståelse om at kinematikk kan beskrive skadesituasjonen.

Studien til Hewett et al., (2005) undersøkte 205 kvinnelige idrettsutøvere under VDJ-test. Testen viste at utøvere som ble utsatt for en ACL skade hadde signifikante forskjeller i kneposisjoner og knebelastninger, spesielt økte KAM verdier. Studien viser at økt KAM er en prediktor for ACL skade hos kvinnelige utøvere med 78% sensitivitet og 73% spesifisitet. Funnene gjør det dermed svært relevant å undersøke KAM ytterligere. I tillegg til studien til Hewett et al., (2005) er det andre studier (Meyer et al., 2010a; 2010b; Ford et al., 2005) som har samsvarende resultater om at økt KAM er en prediktor for ACL skader. Studiene til Meyer et al., (2010a; 2010b) viser at predikasjonsverktøyet kan prediktere høy KAM med 84% sensitivitet og 67% spesifisitet.

Allikevel viser studiene (Hewett et al., 2005; Meyer et al., 2010a; 2010b) kun KAM i enkle oppgaver som innebærer hopp og landinger. Litteraturen beskriver at skademekanismen oppstår i situasjoner uten kontakt i 72% av tilfellene, der 19/23 skader oppstår i retningsforandringer og sideforflytninger (Boden et al, 2010; Myklebust et al., 1998).

Det vil dermed være nødvendig å undersøke KAM i oppgaver som er mer representative til bevegelsene utøverne blir utsatt for ved en skade.

Andre studier (Kristianslund et al., 2012a; Kristianslund & Krosshaug, 2013; Mok et al., 2018) har undersøkt KAM i mer idrettsspesifikke oppgaver. Kristianslund & Krosshaug (2013) sammenlignet KAM hos kvinnelige utøvere i VDJ-test og i en mer idrettsspesifikk oppgave med sideforflytning. Studien indikerte at KAM var betydelig høyere i den idrettslige oppgaven. Utøverne hadde seks ganger så stort KAM enn i VDJ testen. Funnene tyder på at bevegelsesmønstrene er ulike og det vil være mer relevant å undersøke KAM i idrettsspesifikke oppgaver. Studien til Ford et al., (2005) fant samsvarende resultater, i tillegg bekreftes den store forskjellen i KAM mellom kjønn, der kvinner oppnår en høyere KAM sammenlignet med menn.

Allikevel trengs det ytterligere forskning som undersøker KAM i idrettsspesifikke oppgaver som er tilnærmet lik situasjoner utøvere opplever i kamp. Studier rapporterer at mekanismen bak en ACL skade hos kvinnelige utøvere kan være forårsaket av flere forhold, deriblant høy kneabduksjon, lav knefleksjon, lateral trunkus bevegelse, samt forstyrrelser av andre utøvere (Boden et al., 2010). Nåværende studier har undersøkt KAM i enkle oppgaver, ved å implementere oppgaver som inneholder flere komponenter, deriblant statisk forsvarer, ball og en perseptuell vurdering vil være interessant for å undersøke om KAM blir ytterligere økt.

I tillegg viser studien til Hewett et al., (2016) at muskelstyrke, muskelaktivering og synergisk koordinasjon er viktig for nevro-muskulære funksjoner hos utøvere og er en viktig modifierbar faktor. Det er undersøkt store forskjeller mellom menn og kvinner i muskulære aktiveringsstrategier i lår og kne (Ford et al., 2005; Meyer et al., 2008; 2009). Kvinner har en relativt lavere hamstring styrke og høyere quadriceps styrke som videre kan øke risikoen for skade (Meyer et al., 2009). Kvinner er i tillegg rapportert å endre rekrutteringsstrategier i hoftemuskulatur, som gjør de predisponible for endrede stillinger i underekstremitet som videre er forbundet med økt risiko for ACL skade (Ford et al., 2005; 2010; Meyer et al., 2008). Det er dermed vesentlig å inkludere undersøkelser av muskelaktivering og ulike muskelstrategier som igjen kan bidra til å påvirke KAM.

2.5 Screeningmetoder for ACL skader

Den høye forekomsten og de alvorlige konsekvensene av ACL skade, gjør at skaden er et utbredt problem, spesielt blant kvinnelige idrettsutøvere (Renstrom et al., 2008). For å forhindre økende forekomst av fremtidige ACL skader er det viktig med en felles forståelse av medvirkende faktorer. Kunnskap er vesentlig både for forskere, men også helt avgjørende for klinikere som utvikler skadeforebyggende treningsprogram (Almonroeder et al., 2015).

Screening er en strategi som blir brukt på en populasjon for å oppdage sykdom/skade hos individer uten tegn eller symptomer på den aktuelle sykdommen/skaden (Bahr, 2016). Screeningstest for å undersøke utøvere med risiko for skade tar ofte i bruk en prestasjonstest for å oppdage svekkelser som disponerer en utøver for en evt. skade. Bruk av screeningverktøy har som formål å identifisere utøvere med høy-risikoprofil, overvåke og bestemme effekten av en type intervensjon (Bahr, 2016). Det er et stort behov for et screeningverktøy, men det må være valid, reliabelt, prediktivt, sensitivt og spesifikt (Dalling et al., 2012). Forskere har gjort flere forsøk på å utvikle screeningmetoder som kan identifisere relevante risikofaktorer for ACL skader (Hewett et al., 2005; Krosshaug et al., 2016). Allikevel er det få resultater som samsvarer med hverandre og det er uklart hvilke metoder som fremkaller de mest valide resultatene.

Flere studier har brukt vertikal fallhopp (VDJ) som klinisk screeningmål. Studien til Hewett et al., (2005) undersøkte kvinnelige idrettsutøvere fra høyrisiko idretter ved bruk av biomekaniske analyser. Studien registrerte totalt ni utøvere med ACL skade innen ett år med oppfølging. Det ble registrert at utøvere med ACL skade hadde flere fellestrekk sammenlignet med utøvere uten ACL skade, deriblant økt kneabduksjonsvinkel, høyere kneabduksjonsmoment, økt bakkereaksjonskraft og lengre stand tid. Studien konkluderte med at bevegelser og belastninger i kneleddet under en VDJ-test kan prediktere kvinnelige idrettsutøvere for ACL-skader.

Basert på Hewett et al., (2005) sin tidligere studie har andre studier hyppig brukt VDJ som klinisk screeningsmål. Allikevel er resultater av kinematikk og kinetikk under VDJ kun knyttet til en enkel måling (Krosshaug et al., 2016).

I tillegg er det imidlertid ingen andre studier (Krosshaug et al., 2016; Nilstad et al., 2021) som har fått de samme resultatene som Hewett et al., (2005).

Krosshaug et al. (2016) undersøkte i en stor prospektiv kohortstudie om VDJ-test var en godt egnet screeningstest for ACL skader. Studien undersøkte sammenhengen mellom variabler for knebelastning (valgusvinkel ved første kontakt, høyeste KAM verdi, høyeste knefleksjonsvinkel, medial kneforskyvning og høyeste vertikale bakkereaksjonskraft) i VDJ-test i en 3D-bevegelsesanalyse hos kvinnelige utøvere. Av de 643 utøverne uten tidligere ACL skade ble det ikke funnet noen sammenheng mellom knebelastning og økt skaderisiko. I tillegg indikerte analysen en dårlig sensitivitet og spesifisitet når medial kneforskyvning ble brukt som screeningmål for å forutsi ACL skade. På bakgrunn av studiens funn antyder Krosshaug et al., (2016) at VDJ test er en dårlig egnet screeningstest for ACL skader hos kvinnelige håndball- og fotballutøvere. I studien til Nilstad et al., (2021) undersøkte de om kneabduksjonsmoment hos 880 kvinnelige idrettsutøvere i VDJ-test og ett-bens knebøy var assosiert med ACL skade. Resultatene viste at metoden ikke kunne identifisere de med økt risiko. På bakgrunn av disse resultatene bør fremtidig forskning evaluere andre tester og metoder som screeningstiltak for å identifisere utøvere med økt skaderisiko.

Screeningtester er i de fleste tilfeller basert på utøvere som hopper og lander på to ben (VDJ test). Litteraturen viser derimot at ACL skader ofte opptrer i bevegelser som ett bens landinger eller ett bens sideforflytninger (Myklebust et al., 1997; 2013). Det fører til at belastningen fordeles på ett ben og ikke på to. På bakgrunn av denne kunnskapen undersøkte Kristianslund & Krosshaug (2013) et stort utvalg av kvinnelige idrettsutøvere både i VDJ-test og sideforflytningstester. Resultatet viste at kneabduksjonsmomentet var seks ganger så høyt i sideforflytningstestene sammenlignet med VDJ-testene. Basert på andre studier (Boden et al., 2010; Hewett et al., 2005) som viser at høye kneabduksjonsmoment er en risikofaktor for ACL skade, vil i tillegg funnene til Kristianslund & Krosshaug (2013) indikere at en sideforflytningsøvelse vil være mer representativ for videre screeningmetoder for kvinnelige idrettsutøvere.

De siste tiårene har forskning på screeningmetoder for å undersøke utøvere med økt risiko for ACL skade økt. De fleste studiene foregår i laboratorier ved bruk av komplekse biomekaniske analyser, eller ved å undersøke 2-dimensjonale videoanalyser. Metodene er både tidkrevende, kostnadsfulle og begrenset i antall deltakere. Ettersom ACL skader har en økende forekomst er det behov for å utvikle andre enklere, rimeligere og effektive screeningmetoder.

Studien til Nilstad et al., (2014) tok i bruk observasjonsscreening av eliteutøvere i fotball. Tre fysioterapeuter vurderte utøvernes frontalplan knekontroll basert på spesifikke kriterier før resultatet ble korrelert til kinetikk og kinematikk ved bruk av 3D-bevegelsesanalyser. Resultatene viste at deltakere med høy knevalgus vinkel under VDJ-test kan identifiseres ved bruk av observasjonsscreening blant fysioterapeuter. Videre tyder resultatene fra studien at observasjonsscreening kan gi reliable resultater når helsepersonell med tilstrekkelig opplæring er gitt. I studien til Stensrud et al., (2010) undersøkte de blant annet én fysioterapeut subjektive evaluering av knekontroll i VDJ-test og ett-bens knebøy (SLS). Resultatet indikerte at subjektiv vurdering kan screene utøvere med dårlig knekontroll og at både VDJ-test og SLS-test kan tas i bruk for å screene utøvere for svak knekontroll. Resultatet i begge studiene bør allikevel tolkes med forsiktighet, da det kun er én til tre fysioterapeuter som har vurdert utøverne. I tillegg hadde fysioterapeutene i studien lang erfaring som bør tas i betraktning.

Allikevel er det usikkert om en screeningtest vil kunne predikere hvilke utøvere som har en økt risiko. I følge Bahr (2016) er det tre trinn som må på plass for å validere en screeningtest som forutsier og forhindrer idrettsskader. 1) Det må påvises en sterk sammenheng mellom variabelen og skaderisikoen, 2) testens egenskaper må undersøkes i relevante populasjoner ved bruk av relevante statistiske verktøy, 3) det må dokumenteres at en screeningbasert intervensjon er mer fordelaktig enn intervensjonen alene. Problemet er at det foreløpig ikke er en screeningtest for idrettsskader med tilstrekkelige testegenskaper, i tillegg er det ofte en overlapp mellom utøvere med høy og lav skaderisiko (Bahr, 2016). Det vil si at selv om variabelen som testes viser en signifikant sammenheng med skaderisiko, er det usannsynlig at slike tester vil kunne forutsi skade med tilstrekkelig nøyaktighet (Bahr, 2016).

Bahr et al., (2016) foreslår at screeningmetoder ikke burde brukes som et verktøy for å identifisere hvem som bør delta og hvem som ikke bør delta i skadeforebyggende trening.

Selv om en screeningtest klarer å indikere skaderisiko og hvordan den reduseres, bør allikevel alle trene skadeforebyggende trening.

Foreløpig er det ingen studier (Krosshaug et al., 2016; Nilstad et al., 2021) som har tilstrekkelige testegenskaper for å nøyaktig prediktere utøvere med økt risiko for skade. I studien til Hewett et al., (2005) viser funnene at redusert nevro-muskulær kontroll som er vist ved økt dynamisk valgus og eksterne kneabduksjonsmoment kan forutsi økt risiko for ACL skader hos en stor prosentandel. Videre er det usikkert om det er mulig å identifisere individene som viser disse potensielle verdiene i en nøyaktig og konsekvent metode.

Studier med 3D-bevegelsesanalyser er referert som «gullstandard» i screening av utøvere (McLean et al., 2005). Det gir nøyaktige målinger, men oppgavene som gjennomføres må representere idrettslige bevegelser og inneholde ulike påvirkninger utøverne utsettes for i realistiske situasjoner (Bolt et al., 2021). Ved å implementere metoder som er idrettsspesifikke vil resultatene være mer representative for skadesituasjonen. I tillegg vil det være vesentlig å måle variabler som er relatert til skaderisiko, deriblant kneabduksjonsmoment.

2.6 Tredimensjonal bevegelsesanalyse

En tredimensjonal bevegelsesanalyse brukes for å studere bevegelser av kroppen og er godt brukt innenfor idrettsvitenskapen og spesielt innenfor biomekanikk. Metoden er i stand til å estimere segmentbevegelser og leddkinematikk under idrettsspesifikke bevegelser (Fox et al., 2017), deriblant analysere kroppens posisjon, hastighet, akselerasjon og rotasjoner i 3 plan (x, y, og z- akser). Metoden krever avansert utstyr i laboratorier, deriblant optiske systemer, videokameraer, sensorer og refleksmarkører. Det gir mulighet til å forstå biomekaniske variabler i menneskekroppen som kan bidra til å kartlegge og optimalisere utøvernes bevegelser, prestasjoner, samt utvikle skadeforebyggende treningsprogram.

Invers dynamikk brukes i biomekanikk for å forutsi krefter og momenter som muskler og ledd utvikler når kroppen utfører en rekke bevegelser. For å utføre eksperimentelle målinger kreves en rekke data, deriblant antropometri, bevegelseskinematikk og ytre krefter.

Ved bruk av invers dynamikk kan vi beregne krefter og momenter som forklarer årsaken til selve bevegelsen som utføres. Invers dynamikk baserer seg på Newtons andre lov, kraft (F) er lik masse (m) ganger akselerasjon (a). Som forklarer at et legeme vil ha en akselerasjon når det virker en kraft på legemet.

$$\textit{Newtons andre lov: } F = m \cdot a$$

Metoden er godt brukt for å analysere idrettsutøvere sine bevegelser både for å få en god beskrivelse av selve bevegelsen (kinematikk), samt for å beskrive kreftene som virker på et legeme (kinetikk).

3. Metode

3.1 Design

Studien er basert på en kvantitativ biomekanisk tverrsnittsstudie som ble gjennomført på Norges Idrettshøgskole (NIH) høsten 2021. Formålet med studien var å undersøke kneabduksjonsmoment hos kvinnelige håndballspillere i tre ulike fintebevegelser. Dataene ble registrert ved bruk av et tredimensjonalt (3D) kamerasystem som fanger opp bevegelser, samt kraftplattform for å registre bakkereaksjonskrefter (GRF). Hver deltaker ble testet én dag i omtrent to timer.

3.2 Utvalg

Totalt femti-en kvinnelige håndballspillere (Tabell 1) deltok i studien. Deltakerne ble rekruttert ved kontakt med elitelag og lag fra lavere divisjoner (1-3. divisjon), i tillegg ble toppidrettsskoler (WANG og Otto Treider) kontaktet ved hjelp av ansatte ved NIH som har tilknytning til norsk håndball. Alle utøvere som fikk tilbud om å delta var i nærområdet (maksimalt 2 timer reisevei).

Inklusjonskriteriene var følgende; 1) spiller i Rema 1000 ligaen, 1-, 2- eller 3. divisjon; 2) minst 16 år; 3) ingen nåværende skade; 4) posisjon på banen: utespiller (dvs. ikke målvakt); 5) ferdigheter til å utføre en finte både til høyre og til venstre. Utøvere som hadde hatt en tidligere kneskade ble ikke ekskludert fra studien, men ble notert ned for evt. videre analyser.

Tabell 1: Utvalgets antropometri (gjennomsnitt \pm SD)

	Gjennomsnitt	Standardavvik \pm SD
<i>Alder (år)</i>	19.4	3.40
<i>Høyde (m)</i>	1.70	0.06
<i>Kroppsmasse (kg)</i>	67.0	7.80

3.3 Etiske betraktninger

Studien ble godkjent av Norges Idrettshøgskoles etiske komité (Vedlegg 2) for å vurdere om studien er planlagt i henhold til forskningsetiske normer. Godkjenning for innsamling og lagring og sikkerhet av data er innhentet fra Norsk senter for forskningsdata (Vedlegg 3). Videre ble alle utøverne informert om den eksperimentelle protokollen og mulige skader som følger med deltakelse. I tillegg ble utøverne informert om rett til å trekke seg fra studien uten å oppgi grunn og til hvilket som helst tidspunkt. Alle utøverne fikk et informasjonsskriv og et samtykkeskjema de måtte lese og signere (Vedlegg 1).

3.4 Eksperimentelt oppsett og måleinstrumenter

Studien ble gjennomført på biomekaniske laboratoriet på Norges Idrettshøgskole. Ved ankomst ble utøvere bedt om å skifte til sports-bh, shorts og ankelsokker, i tillegg fikk utøvere ytterligere informasjon om protokoll og tilbud om å trekke seg uavhengig tidspunkt. Utøvernes sko ble innhentet av forsøkspersonell for klargjøring med refleksmarkører. Informasjon om deltakernes antropometri, alder, divisjon, tidligere skader, posisjon på banen og foretrukket kast arm ble registrert i et Excel-dokument. Kneabduksjonsmoment ble kun registrert på et ben. Valg av hvilket ben som ble analysert var basert på utøverens spillerposisjon og foretrukket kastarm. Om en utøver foretrakk å kaste med høyre hånd og spillerposisjon var venstre bakspiller, ble høyre ben analysert. Forklaringen bak valget vil være at en utøver vil utføre en sideforflytning og utvikle kraft fra høyre ben når fintebevegelsen har retning til venstre for forsvarsspiller. Alle deltakerne ble anonymisert i henhold til personvern.

3.4.1 Antropometri

Utøvernes høyde ble målt til nærmeste 0,1 cm ved bruk av et stadiometer (seca 217 gmbh & co. Cm, Hamburg, Tyskland) og kroppsmassen ble målt ved bruk av en elektronisk vekt skala (seca 877, seca gmbh & co. kg., Hamburg, Tyskland) for nærmeste 0,1 kg.

3.4.2 Markøroppsett

Totalt ble åtti-to refleksmarkører (12 mm, Qualisys AB, Gothenburg, Sverige) plassert på spesifikke anatomiske landemerker over store deler av kroppen (Vedlegg 4). I tillegg til enkelte refleksmarkører ble det brukt samlinger av refleksmarkører (cluster) bestående av tre (overarm og underarm) og fire (lår og legg) refleksmarkører festet sammen av et stivt skall. Før deltakerne ankom laboratoriet ble refleksmarkører utstyrt med dobbeltsidig teip og kuttet i mindre biter. To personer fra forskningspersonellet palperte deltakerne og markerte anatomiske landemerker med et kryss med en penn. Deretter utstyrte to andre fra forskningspersonellet refleksmarkører på de angitte kryssene på utøverens kropp. Ved nødvendighet hvis deltakerne hadde reflekterende merker på klær og sko, ble det dekt til ved å feste sportsteip over for å forhindre forstyrrelser i data og feiltolke refleksmarkører.

3.4.3 Qualisys Motion Capture System

Kinematiske dataene ble registrert ved 200 Hz ved bruk av totalt 24 infrarøde Oqus kameraer, tolv 700+ serier (oppløsning 4,096 x 1,696 piksler) og tolv 400 serier (oppløsning 1,712 x 1,696 piksler) (Qualisys AB, Gøteborg, Sverige). Kameraene ble plassert i forskjellige høyder og vinkler i hele laboratoriet i en 360-grader-oppsett, for å sikre at alle bevegelser og markører ble registrert under alle oppgavene. Fokus og blenderåpning for hvert kamera ble justert og stilt inn under pilottesting. Før hver nye test dag ble systemet kalibrert. Området rundt kraftplattformene og områder utøverne ville bevege seg i ble kalibrert ved bruk av en stav med bredde på 749,2 mm og en ramme formet som en L i hjørnene på kraftplattformene. Rammen bestod av fire refleksmarkører (X, Y, Z). En fra forskningspersonellet beveget staven dynamisk og dekket alle områder utøverne ville bevege seg i. Kalibreringsprosessen ble ansett som vellykket etter visuell inspeksjon av volum som ble dekt på slutten av kalibreringen. I tillegg ble det estimert gjennomsnittlig residual volum (restvolum) som ble kalkulert av Qualisys Track Manager (QTM) som måtte være under 1 mm.

3.4.4 Kraftplattform

Data om bakkereaksjonskrefter (GRF) ble registrert ved bruk av to innebygde AMTI LG6-4-1 kraftplattformer av størrelse 120 cm x 60 cm ((AMTI, Watertown, MA, USA). I tillegg ble AMTI MCA6 brukt som forsterker med opptaksfrekvens på 1000 Hz.

3.5 Reliabilitet og validitet av måleinstrumentene

For at undersøkelser og studier er av god kvalitet, er det viktig å ha valide og reliable tester og måleinstrumenter. Validitet refererer til om en test eller et instrument måler det testen har hensikt å måle (Thomas et al., 2011). For at en test skal være valid er det vesentlig at den er reliabel (Thomas et al., 2005). Reliabilitet betyr reproducerbart, det vil si at målinger som utføres skal gi de samme resultatene for hver gang (Thomas et al., 2005).

3.5.1 Qualisys Motion Capture

Tredimensjonale bevegelsesanalyser antas å være gullstandarden for å vurdere biomekanikk i underekstremitet ved idrettslige bevegelser (Fox et al., 2016). Metoden gjør det mulig å beregne krefter og bevegelser i tre plan i dynamiske bevegelser. Validiteten og reliabiliteten av målingene avhenger av kamerasystemene, markørmodeller, ledd av interesse og det observerte bevegelsesplanet (Oppelt et al., 2020). Av bevegelser i hofte- og kneleddets sagittalplan, bekkenrotasjon og hofteabduksjon, antas målingene å være av høy reliabilitet (Oppelt et al., 2020). Videre er det registrert variasjoner i frontale og transversale plan av kne og ankel, mye forårsaket av et lite bevegelsesområdet (RoM) (Oppelt et al., 2020).

3.5.2 Markøroppsett

Utøvere fikk plassert en rekke refleksmarkører på anatomiske landemerker. Markørene ble plassert ved bruk av palpasjon, videre ble det markert et kryss på utøverens kropp og deretter plassert refleksmarkører med dobbeltsidig teip. For at markørene skal representere et spesifikt landområdet er det viktig at palpasjon og plassering av markørene blir nøyaktig. Ved unøyaktigheter er det mulighet for feil ved indentifisering av leddsenter og kroppssegmenter. Unøyaktigheten vil forplante seg videre og påvirke de anatomiske koordinatsystemene og mulig føre til feil i estimeringer av kinetiske og kinematiske data (France & Nester, 2001; Oppelt et al., 2020; Osis et al., 2013). Av de største feilkildene innenfor 3D-bevegelsesanalyser er markørplasseringer én av de (Oppelt et al., 2020).

Allikevel er 3D-bevegelsesanalyser ansett å være gullstandarden innen bevegelsesanalyser basert på nøyaktige målinger, men det bør tas i betraktning at det er noen enkelte feilkilder som kan gi noen unøyaktigheter, deriblant markørplasseringer.

3.5 Eksperimentell protokoll

3.5.1 Oppvarming prosedyre

Deltakerne fulgte et standardisert oppvarmingsprogram som bestod av fem minutter med sykling på en stasjonær sykkel. De ble instruert til å justere belastning på egenhånd som skulle gjøre deltakerne tilstrekkelig varme. Under syklingen fikk deltakerne både muntlig og videovisuell informasjon om de ulike oppgavene som skulle bli gjennomført i studien. Når syklingen var gjennomført, ble deltakerne instruert til å gjennomføre fire sett med rolig løp 10 meter fremover og 10 meter bakover med retningsforandringer til siden, både til høyre og til venstre.

3.5.2 Statisk kalibrering

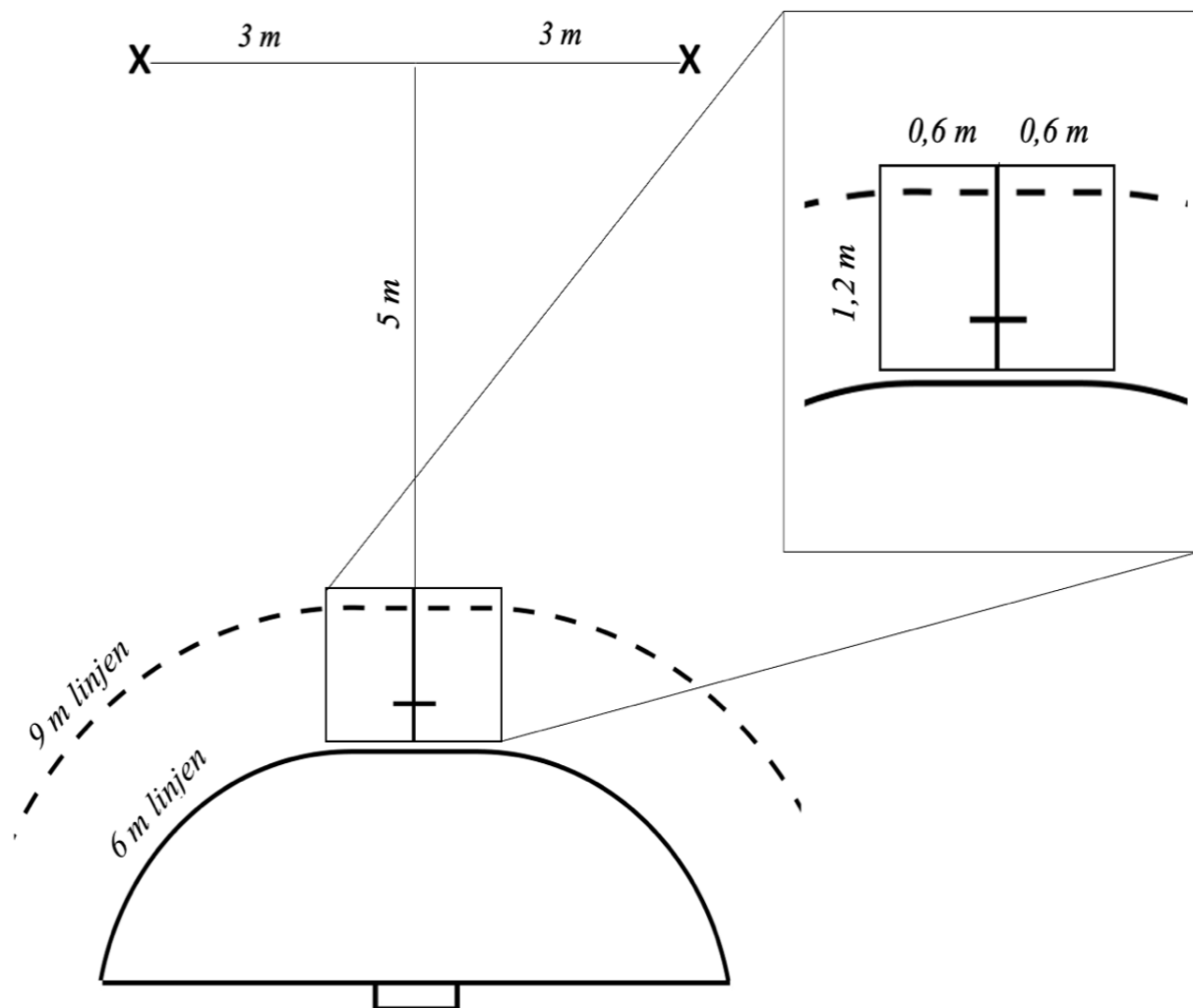
Det ble gjennomført en statisk kalibrering for å definere koordinatsystemet på deltakernes legg, lår og bekken. Deltakerne fikk først informasjon om å utføre ti hoppende knebøy, deretter en statisk kalibrering og til slutt syv knebøy. Bakgrunn for at utøvere utførte de ulike knebøyvariantene var forårsaket av at studien var en del av et større prosjekt og dermed ble hoppende knebøy og knebøy registrert under kalibreringen.

3.5.3 Fintebevegelser

Laboratoriet ble gjort om til en lignende og realistisk håndballbane for å få et mest mulig gjenkjennbart miljø for deltakerne (Figur 3). Oppsettet innebar et håndballmål, i tillegg ble sportsteip brukt for å markere området for målvakten (6 m, heltrukket linje) og området for frikast (9 m, striplet linje). Frikastlinjen ble plassert over midten av kraftplatene rett ovenfor håndballmålet (midtbaneposisjon). I tillegg markerte vi et kryss ca. 35 grader og 5,5 meter fra frikastlinjen som utgjorde startposisjonen for deltakerne, avhengig av hvilket bein som ble registrert.

Deltakerne ble instruert til å utføre tre ulike fintebevegelser med økende kompleksitet (Figur 4). Bevegelsen ble gjennomført med full intensitet og i randomisert rekkefølge. Før hver øvelse ble øvelsene illustrert og forklart av én av medlemmene i forskningspersonellet. I tillegg fikk utøverne minst tre testforsøk i lavere intensitet før testen ble gjennomført for tilvenning.

Tilvenningen ga forskningspersonellet en mulighet til å tilpasse forsvarsspilleren(e), slik at deltakeren plasserte det aktuelle benet på kraftplattformen for et gyldig resultat. Deltakerne fikk ingen instruksjon om å plassere benet spesifikt på kraftplattformen ettersom informasjonen kunne forstyrre utøvernes teknikk på fintebevegelsen.

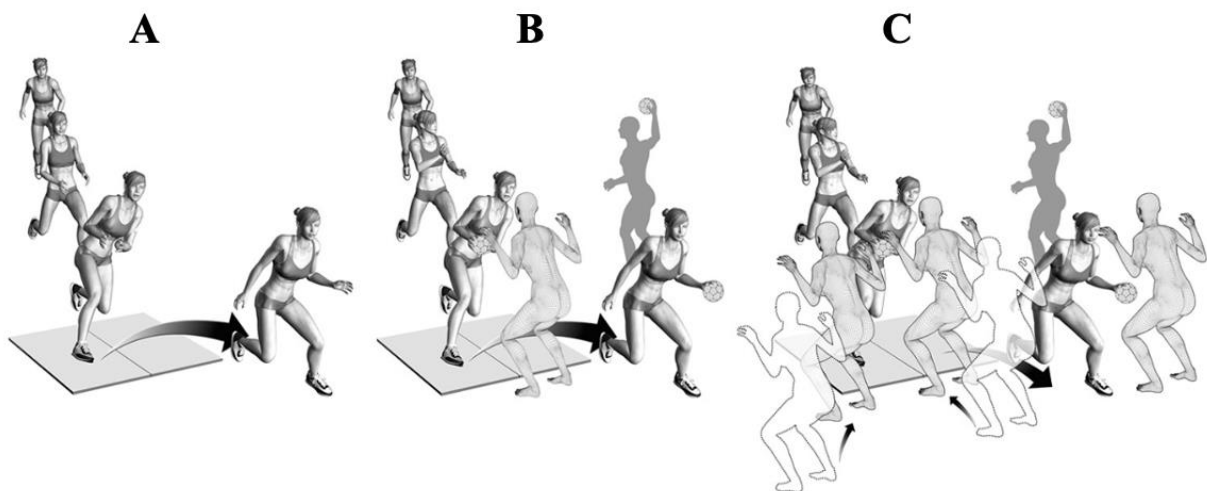


Figur 3: Markeringer og avstander som gjenspeiler laboratoriet som representerer en håndballbane. Kryssene markerer startposisjon.

Oppgave 1: Minst kompleks. Deltakerne gjennomførte en forhåndsbestemt finte uten en statisk forsvarsspiller og uten mottak og håndtering av en ball (Figur 4)

Oppgave 2: Middels kompleks. Deltakerne gjennomførte en forhåndsbestemt finte i samme retning som i øvelse 1, men forbi en statisk forsvarsspiller. Deltakerne mottok en lateral pasning av en ball som de måtte håndtere videre under den forhåndsbestemte fintebevegelsen (Figur 4).

Oppgave 3: Mest kompleks. Deltakerne ble instruert til å utfordre tre dynamiske forsvarspillere med en retningsforandring etter å ha mottatt en lateral pasning. Når deltakeren mottok pasningen, beveget den midterste forsvareren og én av forsvarerne på siden mot deltakeren. Deltakeren ble tvunget til å kognitivt vurdere om hun skulle gjennomføre en høyre-venstre eller venstre-høyre finte avhengig av hvilken av forsvarerne som beveget seg mot deltakeren. Rekkefølgen på hvilken forsvarsspiller som skulle bevege seg mot deltakeren var randomisert, som resulterte til en uforutsigbar fintebevegelse (Figur 4).



Figur 4: Illustrasjon av de tre ulike oppgavene med økende kompleksitet. A) Oppgave 1, B) Oppgave 2, C) Oppgave 3. (Mai et al., 2022)

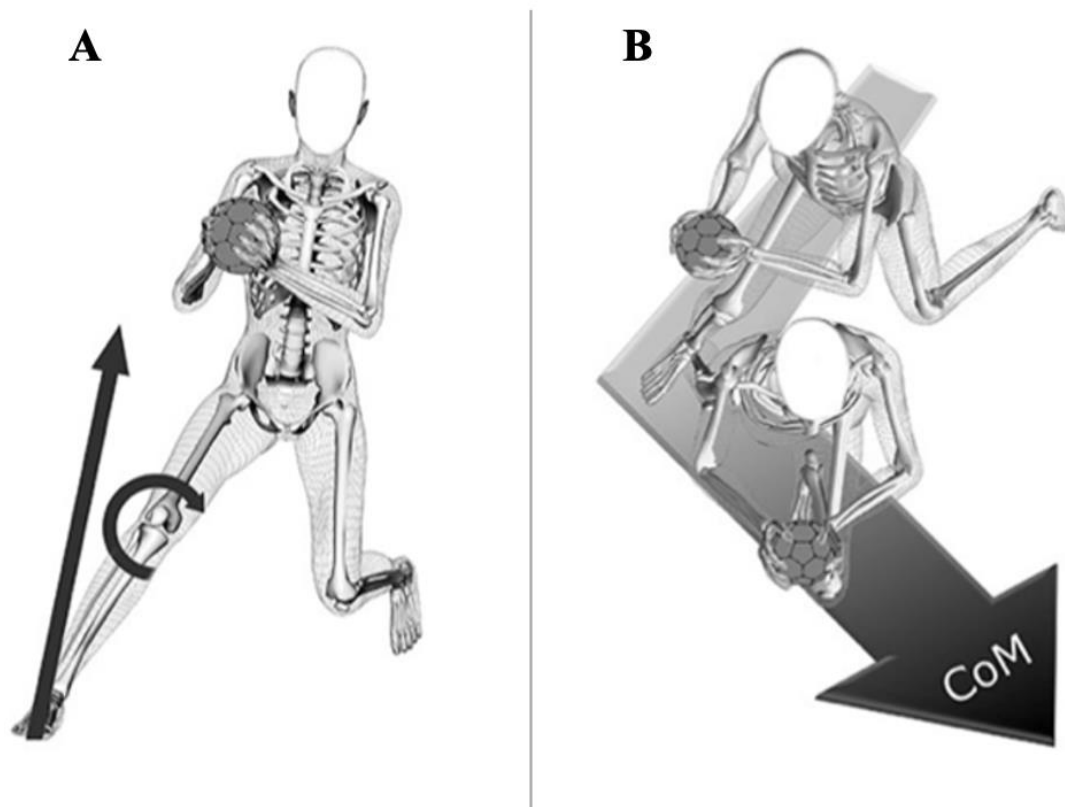
Deltakerne gjennomførte en serie av finter til fem (oppgave 1- og 2) og åtte (oppgave 3) valide fintebevegelser var oppnådd og registrert. En fintebevegelse var registrert som valid hvis deltakerne traff den mest distale kraftplattformen i forhold til startposisjonen til deltakeren. I tillegg måtte hele foten til det aktuelle benet være innenfor kraftplattformen uten å berøre den andre kraftplattformen. Det ikke-aktuelle benet kunne heller ikke berøre den samme kraftplattformen som det aktuelle benet. Deltakerne ble instruert til å gjennomføre en finte og satse på det motsatte satsbenet. Dermed ble data fra oppgave 1-3 analysert på det benet deltakerne ikke vanligvis foretrakk, men som vil kunne oppstå i en kampsituasjon.

3.6 Dataanalyse

Dataanalysen av maksimal KAM er kalkulert basert på invers dynamikk og samme metode og prosedyrer er beskrevet i studiene til Mai et al., (2022) og Bill et al., (2022). Det ble brukt et 4. ordens lavpass Butterworth filter med 20 Hz cut-off frekvens av kinematiske og kinetiske data (Mai, 2019; Kristianslund et al., 2012b). Leddsentrene til kne og ankel var definert som midtpunkt mellom markørene til mediale og laterale femurkondyl og mellom malleolmarkørene. Videre ble hofteleddsentrene og pelvis/bekken koordinatsystemer definert i henhold til Bell et al., (1990) og Seidel et al., (1995). Treghetsegenskapene til segmentene ble beregnet fra antropometriske data fra de Leva (1996). Underekstremitetenes resulterende ytre leddmomenter ble bestemt eksplisitt med uttrykk fra Hof (1992), ved å bruke en rigid kroppsmodell av underekstremitetene, som inkluderte forfot, bakfot, lår, legg og pelvis/bekken segmenter.

Maksimal ekstern KAM ble normalisert til kroppsmasse og målt innen de første 100 ms etter første bakkekontakt (IC, initial contact). IC og toe-off (TO) ble definert som tidspunkter der den ufiltrerte vertikale GRF (bakkereaksjonskraft) komponenten overskred eller falt under 30N. For å teste om endringer i maksimal KAM var forårsaket av kneets momentarm i frontalplanet eller størrelsen på det resulterende GRF, ble begge variablene analysert separat. Alle modell kalkulasjoner ble utført ved bruk av et spesiallaget Matlab-skript (R2021a, The Mathworks, Natrick, USA). Detaljer fra disse beregningene ligger i følgende publikasjoner (Sanno et al., 2021; Willwacher et al., 2014; 2016).

I tillegg ble det analysert horisontal CoM-hastighet (medio-lateral og anterior-posterior hastighet) ved første kontakt, avstanden mellom angriper og forsvarer ved første kontakt og reaksjonstider. Disse variablene ble analysert med tanke på at de muligens kunne gi svar på forskjellene mellom KAM i de tre oppgavene.



Figur 5: Illustrasjon av ekstern kneabduksjonsmoment (A) og finteinkel(B) sett ovenfra i en fintebevegelse. (Bill et al., 2022).

3.7 Statistisk analyse

I de statistiske analysene ble det gjennomført en repeated-measures ANOVA ($\alpha=0.05$) for å sammenligne kneabduksjonsmoment i de tre ulike oppgavene av fintebevegelser, 100 ms før og etter første kontakt (IC, initial contact). Post-hoc analyser ble utført ved bruk av Bonferroni korreksjoner (alfa nivåer) for å identifisere forskjeller innen oppgavene med økende kompleksitet (oppgave 1-3).

I tillegg ble det beregnet Spearman's rangering korrelasjonskoeffisient (r_s) for KAM for å vurdere utøvernes konsistens på tvers av oppgavene. Spearman's korrelasjoner ble beregnet for å undersøke og evaluere forholdet mellom KAM og de tre oppgavene etter kompleksitet. Rangeringen av verdiene varierer fra -1 til +1 og ble evaluert på samme måte som retningslinjene fra tidligere forskning: trivial (<0,1), liten (0,10-0,29), moderat (0,30-0,49), sterk (0,50-0,69), veldig sterk (0,70-0,89), nesten perfekt (0,90-0,99) og perfekt (1,00) (Hopkins et al., 2009). Nivået for statistisk signifikant ble satt til $p < 0,05$ for alle beregninger. Alle statistiske tester ble utført ved bruk av JASP (versjon 0.16.1) og Microsoft Excel 2016 (versjon 2204).

4. Resultat

4.1 Deskriptive resultater

Av de 51 deltakerne som deltok i studien ble 50 av deltakerne inkludert i analysen. Årsaken til at en deltaker ble ekskludert, var manglende data og markører som gjentakende falt av. Dette ga dermed uklare data og ble dermed ekskludert fra analysen.

Resultatene fra den statistiske analysen viser at deltakerne hadde en gjennomsnittlig maksimal kneabduksjonsmoment (KAM) på 1.54 (SD: ± 0.54) Nm/kg i oppgave 1, mens det i oppgave 2 var 1.71 (SD: ± 0.60) Nm/kg og i oppgave 3 var 1.67 (SD: ± 0.54) Nm/kg. Resultatene viser dermed en liten variasjon i maksimal KAM selv om intensiteten på oppgavene ble gradvis økt. Resultatene viser i tillegg at maksimal KAM er høyere i oppgave 2 enn i oppgave 3, selv om kompleksiteten er høyere i oppgave 3 sammenlignet med oppgave 2.

Ved bruk av ANOVA repeterte-målinger ble det vist en statistisk signifikant ($p = 0,006$) oppgave effekt av maksimal KAM innen de første 100 ms etter IC. Ved å gjennomføre en post-hoc-test viste resultatet kun statistisk signifikant mellom oppgave 1 og oppgave 2 ($P_{\text{bonf}} = 0,006$), samt ingen statistisk signifikant mellom oppgave 1 og 3 eller oppgave 2 og 3.

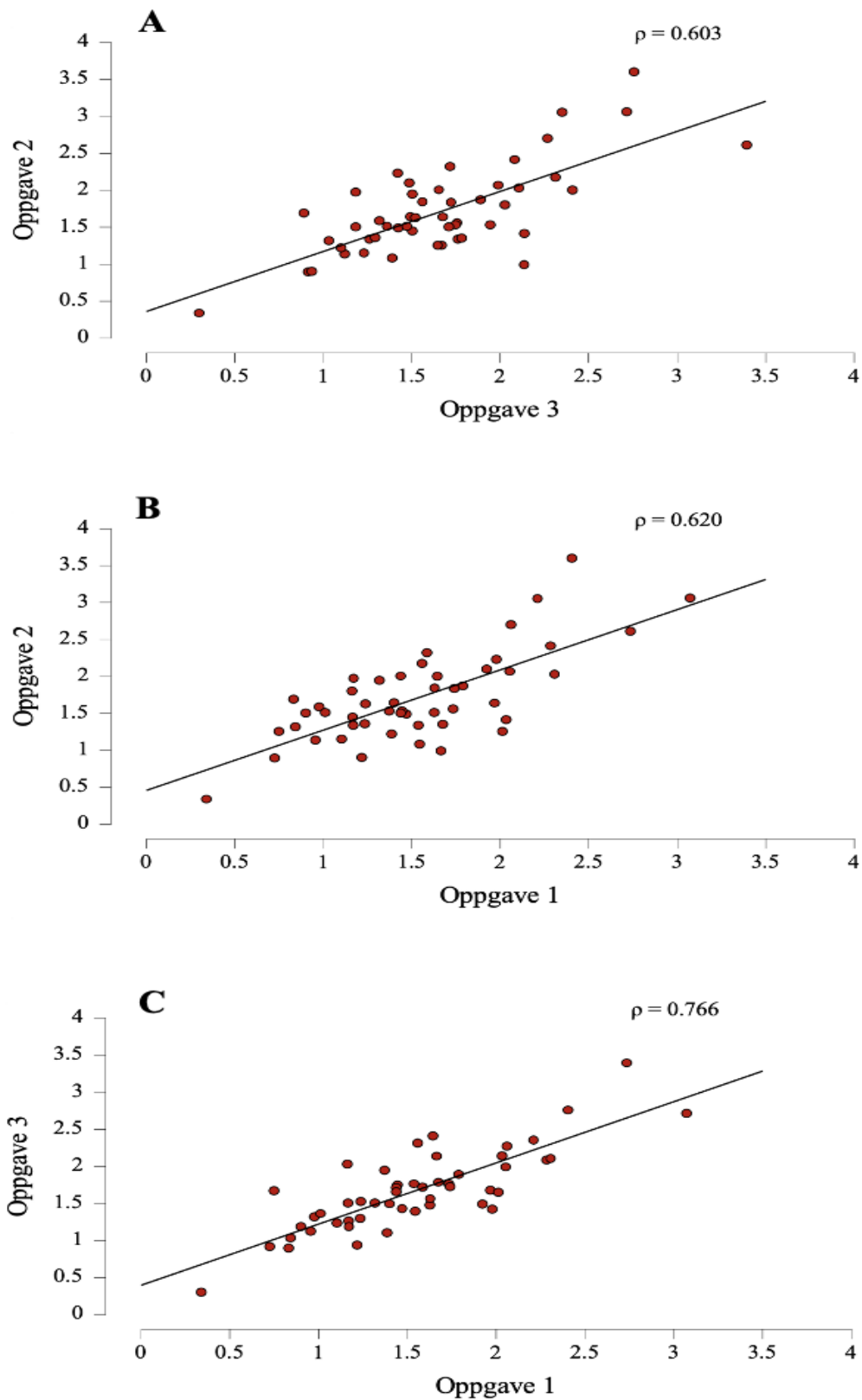
Videre ble det analysert for teknikk variabler som mulig kan forklare forskjellene i maksimal KAM. Inngangshastigheten viste at deltakerne hadde en gjennomsnittlig hastighet på 3.75 m/s (SD: ± 0.47) i oppgave 1, 4.01 m/s (SD: ± 0.48) i oppgave 2 og 3.77 m/s (SD: ± 0.48) i oppgave 3. I tillegg ble finteinkelen til deltakerne undersøkt. I oppgave 1 var gjennomsnittlig finteinkel på 70.51° (SD: ± 14.14), i oppgave 2 var den på 69.54° (SD: ± 14.78) og i oppgave 3 på 61.52° (SD: ± 14.00).

4.2 Korrelasjoner mellom oppgavene

Figur 6 viser alle korrelasjoner mellom de tre ulike oppgavene. Korrelasjonen viser reelle verdier av maksimal KAM ved bruk av Spearman korrelasjons analyse.

Det ble gjennomført parvise sammenligninger av maksimal KAM mellom alle oppgavene. Korrelasjonen mellom oppgave 1 og 2 (graf A) viser en sterk korrelasjon ($r_s = 0.620$), den samme sterke korrelasjonen ($r_s = 0,603$) blir i tillegg påvist mellom oppgave 2 og 3 (graf B). Videre var det en veldig sterk korrelasjon ($r_s = 0,766$) mellom oppgave 1 og 3, selv om forskjellen i oppgavekompleksitet var størst mellom disse oppgavene.

Korrelasjonene mellom alle oppgavene var statistisk signifikante ($p > 0.001$). Resultatet viser en sterk til høy sterk korrelasjon mellom oppgavene. Det vil si at maksimal KAM endret seg minimalt og den laveste forskjellen ble vist mellom oppgavene som hadde størst forskjell i kompleksitet (oppgave 1 og 3).



Figur 6: Korrelasjoner av reelle verdier av kneabduksjonsmoment mellom alle de tre oppgavene. Korrelasjon mellom oppgave 1 og 2 (A), oppgave 2 og 3 (B) og oppgave 1 og 3 (C).

4.3 Forskjeller i KAM etter alder og divisjon

Tabell 2 viser gjennomsnittlig maksimale KAM verdier fra de tre oppgavene etter deltakernes alder og divisjon. Resultatet viser at utøvere fra 16-18 år har en økt maksimal KAM når kompleksiteten på oppgaven øker. I tillegg har de en lavere KAM verdi enn omtrent alle de andre aldersgruppene. Utøvere fra 20-22 år har en større forskjell i KAM i oppgave 2 enn både i oppgave 1 og 3, mens utøvere fra 23 år har en lik eller høyere KAM i alle oppgavene. I tillegg bør det nevnes at utvalget i kategorien 23 > år bestod hovedsakelig av utøvere fra 23-25 år, men hadde to utøvere i alderen 28 og 32 år.

Tabell 2: Gjennomsnittlige verdier av maksimal KAM \pm standardavvik (SD) mellom de tre oppgavene fordelt etter alder og divisjon.

	<i>Oppgave 1</i>	<i>Oppgave 2</i>	<i>Oppgave 3</i>
<i>16-19 år</i>	1,48 \pm 0,42	1,60 \pm 0,41	1,65 \pm 0,39
<i>20-22 år</i>	1,54 \pm 0,69	1,86 \pm 0,90	1,65 \pm 0,71
<i>23 > år</i>	1,73 \pm 0,62	1,86 \pm 0,49	1,76 \pm 0,73
<i>Eliteserien</i>	1,55 \pm 0,72	1,84 \pm 1,10	1,64 \pm 0,82
<i>1.divisjon</i>	1,39 \pm 0,49	1,66 \pm 0,71	1,56 \pm 0,53
<i>2.divisjon</i>	1,56 \pm 0,58	1,73 \pm 0,54	1,72 \pm 0,56
<i>3.divisjon</i>	1,56 \pm 0,40	1,66 \pm 0,33	1,63 \pm 0,36

Utøvere som spiller i eliteserien, viser de høyeste verdiene av maksimal KAM (oppgave 2). I tillegg viser utøvere generelt i eliteserien å ha en høyere maksimal KAM sammenlignet med de lavere divisjonene. Basert på tabellen viser oppgave 2 å generere de høyeste KAM verdiene sammenlignet med de andre oppgavene og uavhengig av alder og divisjon. Allikevel viste ANOVA repeterte-målinger ingen statistisk signifikant mellom noen av kategoriene.

5. Diskusjon

Formålet med studien var å undersøke kneabduksjonsmoment hos kvinnelige håndballspillere i spillrelaterte fintebevegelser. Spesifikt ville vi undersøke om utøverne oppnådde høye KAM verdier og om det var forskjeller i KAM mellom de tre ulike fintene med økende kompleksitet. I tillegg vil forskjeller i KAM i de ulike oppgavene bli undersøkt basert på kjønn og divisjon.

I oppgave 1 utførte utøverne en forhåndsbestemt finte uten mottak av ball og uten forsvarsspiller. I oppgave 2 utførte utøverne en forhåndsbestemt finte med mottak av ball, samt en statisk forsvarer. Studiene til Kristianslund et al., (2012a; 2014) undersøkte KAM ved samme metodikk som i oppgave 2. Det ga bakgrunn for implementering av oppgave 3 som en videreføring. I oppgave 3 utførte utøverne en finte der de ble tvunget av forsvarsspillerne til den ene siden. Når utøverne mottok ball fra medspiller, forflyttet den ene forsvarsspilleren seg slik at utøveren ble presset til den ene siden. Oppgaven skal gjenspeile en fintebevegelse som representerer en mer tilnærmet lik spillsituasjon i håndball. Ettersom det er manglende studier om kneabduksjonsmoment i oppgaver som er idrettsspesifikke.

Resultatene fra studien ga noe overraskende funn. Vi antok at KAM ville øke med økende kompleksitet på oppgavene, men resultatet viste at det var liten forskjell i KAM. I tillegg viste resultatet en sterkt til veldig sterk korrelasjon mellom alle KAM i alle oppgavene. Interessant, var den største korrelasjonen mellom oppgave 1 og 3 som hadde de største forskjellene i kompleksitet. Videre oppnådde utøverne en høy gjennomsnittlig maksimal KAM i alle de tre oppgavene. De høye KAM verdiene ble ytterligere undersøkt, og i oppgave 2 oppnådde eliteutøvere og utøvere fra 22> år den høyeste maksimale KAM.

5.1 Kneabduksjonsmoment

Utøvere med høy KAM er assosiert med en økt risiko for ACL skade hos kvinnelige utøvere, spesielt i idretter med gjentakende raske retningsforandringer (Hewett et al., 2005; 2006). Resultatene fra studien viser at utøvere oppnådde en høy KAM i alle de tre oppgavene (1: 1.54 ± 0.537 Nm/kg, 2: 1.71 ± 0.600 Nm/kg, 3: 1.67 ± 0.543 Nm/kg) sammenlignet med andre studier (Besier et al., 2001; Davis et al., 2017; McLean et al., 2005). I studien til McLean et al., (2005) ble den gjennomsnittlige maksimale KAM for kvinnelige utøvere registrert å være 0,63 Nm/kg i en retningsforandring. Tilsvarende KAM verdier ble registrert i studien til Besier et al., (2001) og Davis et al., (2017).

Tidligere studier (Dos Santos, 2020; Jones et al., 2015) har kategorisert høye KAM verdier i området rundt 1,5 Nm/kg. Ved å sammenligne våre resultater med denne verdien vil flere av utøverne bli kategorisert med høy-KAM i alle de tre oppgavene. Resultatene fra studien samsvarer med studien til Kristianslund et al., (2014) som undersøkte KAM med tilsvarende metode som i oppgave 2 ($1,64 \pm 0,66$ Nm/kg). Ved at KAM var vesentlig høy i begge studiene kan tyde på at utøverne er utsatt for en høy belastning i kneleddet. Nåværende studie og Kristianslund et al., (2014) sine funn kan tyde på at en mer idrettsspesifikk oppgave med flere ytre påvirkninger, som forsvarer og ball kan føre til økt KAM. Oppgaven(e) representerer i større grad en skadesituasjon enn en enkel retningsforandring. Ved å undersøke KAM i en mer idrettsspesifikk oppgave vil være viktig for å innhente ytterligere kunnskap om ACL skademekanismer.

Ved å se nærmere på hva som forårsaker økte KAM verdier, spesielt i nåværende studie vil muligens ytre faktorer ha en påvirkning. Studien til Ford et al., (2005) antyder at ytre faktorer som forsvarer og ball vil øke motivasjonen til utøvere, blant annet ved å overvinne forsvarsspiller(e). De ytre faktorene kan videre påvirke biomekanikken i underekstremiteten og øke innsatsen og intensiteten til utøverne. Om ytre faktorer vil fremprovosere økte KAM verdier er sannsynlig, ettersom studier rapporterer at oppgaver som er mer idrettsspesifikke som retningsforandringer vs. landinger etter hopp vil gi økt KAM (Kristianslund & Krosshaug, 2013; McLean et al., 2004).

I tillegg til at utøvernes maksimale KAM var høye, viser data fra tilsvarende prosjekt (Mai et al., 2022) at utøvernes KAM rangeringer var konsistente uavhengig kompleksitet på oppgaven. Ved at utøverne utfører fintebevegelsen tilnærmet lik for hver gang kan indikere at utøverne har utviklet et automatisert motorisk program gjennom hele idrettskarrieren (Mai et al., 2022). Funnet er svært interessante, ettersom at ulike ytre faktorer ikke nødvendigvis vil påvirke utøverens teknikk i like stor grad som antatt. Det gjør det mulig å iverksette programmer som fokuserer på finteteknikk og knebelastning, samt i screeningmetoder av utøvere for å identifisere de med økt risiko for ACL skade.

Utøvernes finteteknikk kan ha en betydning for hvor stort KAM hvert individ genererer. En fintebevegelse er trolig blitt lært fra de var i barne- og ungdomsalderen og blitt repetert og automatisert gjennom hele idrettskarrieren. Sannsynligheten for å endre finteteknikken og redusere KAM er muligens større hos unge utøvere enn eldre. Yngre utøvere har sannsynligvis ikke ferdigutviklet egen finteteknikk og mulighetene for å modifisere teknikken er dermed større (Pappas et al., 2014). Allikevel viser studier (Dempsey et al., 2009; Wilderman et al., 2009) at skadeforebyggende nevro-muskulære treningsprogrammer har potensialet til å endre biomekanikk i retningsforandringsoppgaver også for eldre utøvere. For å oppnå et vellykket resultat rapporter Pappas et al., (2014) at treningsprogrammene bør legge vekt på biomekanisk korleksjon av teknikk, samt individuelle tilbakemeldinger. Funnene gjør det mulig å utvikle skadeforebyggende treningsprogrammer som kan bidra til å endre bevegelsesmønsteret til utøveren. Ved endret bevegelsesmønster kan utøverens risikoprofil reduseres og videre redusere risikoen for fremtidig ACL skade. Forskningen på området er svært begrenset og basert på våre funn vil det være et stort behov for å ytterlig kunne bekrefte om resultatene ikke er tilfeldige. Videre vil det være hensiktsmessig å utvikle treningsprogram som fokuserer på utøvers teknikk og leddposisjoner.

Ettersom det vil være en større sannsynlighet for yngre utøvere å endre bevegelsesmønster og finteteknikk er det interessant å undersøke om det var store forskjeller i KAM i utvalget basert på alder. Resultatet (Tabell 2) viser at KAM var betydelig lavere i oppgave 1 og 2 hos utøvere mellom 16-19 år sammenlignet med de som var eldre. I oppgave 3 var KAM litt høyere sammenlignet med utøvere i 20-22 års alderen, men lavere enn utøvere fra 23 > år. Hvorfor de yngre utøvere har en lavere KAM enn de eldre kan være forårsaket av flere faktorer.

De siste årene har skadeforebyggende trening fått økt oppmerksomhet og kan muligens allerede påvirke de yngre utøvernes bevegelsesmønstre. Andre faktorer kan være at ferdighetene ikke er godt nok utviklet, intensiteten er lavere og belastningen er mindre. Prestasjonen og kravene er i tillegg lavere sammenlignet med eldre eliteutøvere. Kraften kan dermed være noe redusert som fører til at KAM muligens blir lavere i denne aldersgruppen. Resultatet i den statistiske analysen var ikke signifikant som fører til at resultatet kan skyldes andre faktorer og må tolkes med forsiktighet.

I tillegg vil det være interessant å undersøke om det er noen vesentlige forskjeller i KAM mellom utøvere som spiller i eliteserien vs. 1.divisjon, 2.divisjon og 3.divisjon. Resultatet (Tabell 2) viste at utøvere i eliteserien oppnådde de høyeste KAM-verdiene i oppgave 2 sammenlignet med de andre utøverne i samme oppgave. Gjennomsnittlig maksimal KAM for utøvere i eliteserien i oppgave 2 viser en vesentlig høy KAM ($1,84 \pm 1,10$). Ettersom KAM er vist å være en prediktor for ACL skade (Hewett et al., 2005) vil resultatet dermed samsvare med tidligere forskning om at eliteutøvere har en større risiko og forekomst av ACL skader enn utøvere i lavere divisjoner (Myklebust et al., 1997). Allikevel er ikke resultatet signifikant, dermed må resultatet tolkes med forsiktighet da andre faktorer kan forklare hvorfor utøvere i eliteserien genererer høyere KAM.

Årsaken til at KAM mulig er størst i eliteserien i oppgave 2, kan skyldes at utøverne er eldre enn 16-19 år, med noen unntak. Ettersom eliteutøvere har en høyere intensitet, kraft og ferdigheter vil finteteknikken få en høyere risiko, enn utøvere som f.eks. spiller i 2. divisjon. Ferdighetene kan spille en vesentlig rolle, ettersom det krever mer av utøveren å utvikle en god finte for å komme forbi motstanderen. Spesielt når nivået er vesentlig høyere og utøverens krav øker. Dette kan muligens forklare hvorfor KAM er lavere hos utøvere i aldersgruppen 16-19 år sammenlignet med utøvere fra 20>år.

5.2 Deskriptive teknikkvariabler

Ettersom det ble registrert høye KAM verdier i alle de tre oppgavene, ble det gjennomført andre analyser som omhandlet finteteknikken til utøverne for å gi ytterligere informasjon om hvorfor KAM var vesentlig høy. Utøvernes finteinkel og inngangshastighet var to teknikkvariabler som ble videre undersøkt.

Finteinkelen til utøveren (Figur 5: B) ble definert som vinkelen mellom den horisontale hastighetsvektoren ved IC og der tærne forlater underlaget (Bill et al., 2022). Resultatet viste at utøverne hadde en tilnærmet lik finteinkel i oppgave 1 og oppgave 2, mens den er lavere i oppgave 3. Når vi sammenligner oppgave 2 med studien til Kristianslund et al., (2014) var resultatene tilsvarende like. Forskjell i finteinkel mellom oppgavene viser at ved økt kompleksitet, minker finteinkelen. Forskjellen er minimal mellom oppgave 1 og 2, og ytterligere mindre i oppgave 3. Ved at finteinkelen er lavere i oppgave 3 kan muligens forklare hvorfor KAM ikke økte etter kompleksitet på oppgavene. I tillegg var KAM i oppgave 2 høyere sammenlignet med oppgave 3. Det kan være flere grunner til at utøverne hadde en lavere finteinkel i oppgave 3, sammenlignet med oppgave 1 og 2.

Studien har vansker for å kontrollere for teknikkvariabler ettersom det var store variasjoner i hvordan bevegelsene ble utført av flere utøvere, samt at forskningspersonellet ikke ville involvere seg for mye i utøverens bevegelser ettersom det kunne påvirke utøverens teknikk. I tillegg var det vanskelig å kontrollere for løpebanen til utøverne, spesielt i oppgave 3, når kompleksiteten økte og utøverne måtte ta hensyn til flere faktorer. Utøverne startet på en markert startposisjon og ble instruert til å løpe i en tilnærmet rett linje mot forsvarsspilleren. Enkelte utøvere buet løpet sitt, mens andre løp mer i en rett linje. Det ga store individuelle forskjeller avhengig av utøvernes vanlige bevegelsesmønster.

Inngangshastigheten mellom de tre oppgavene viser at det er svært liten forskjell mellom oppgave 1 og 3, mens hastigheten er noe høyere i oppgave 2. Utøverne ble instruert til å utføre maksimal innsats i fintebevegelsen. Det er ingen forskning som har registrert hastigheten til utøvere under spill. Det er dermed ikke mulig på nåværende tidspunkt å sammenligne om utøverne i denne studien hadde en forhøyet hastighet eller ikke.

I studien til Liew et al., (2020), registrerte de inngangshastigheten i en forhåndsbestemt og en uforutsigbar retningsforandring hos fotballspillere. Resultatet viste at hastigheten var noe høyere i den forhåndsbestemte retningsforandringen (4.217 m/s) sammenlignet med den uforutsigbare retningsforandringen (3.908 m/s). Disse resultatene samsvarer med våre funn, både at hastigheten er tilnærmet lik, men i tillegg er hastigheten høyere i oppgave 2 som er en forhåndsbestemt fintebevegelse, samt i oppgave 3 som er en uforutsigbar fintebevegelse.

Årsaken til at hastigheten er litt høyere i oppgave 2 kan skyldes at utøverne vet hvor de skal sette fintebevegelsen ettersom en forsvarsspiller er plassert fremfor dem. I tillegg er fintebevegelsen en automatisk bevegelse utøverne har gjennomført flere ganger tidligere både på trening og i kamp. Dermed kan hastigheten være relativt høy. I oppgave 1 er det ingen andre påvirkninger, men ettersom det ikke er noen forsvarer til stede kan dette påvirke hastigheten ved at deltakeren er usikker på hvor fintebevegelsen skal settes og dermed kan hastigheten reduseres. At hastigheten i oppgave 3 også er lavere enn i oppgave 2 kan tyde på at deltakeren må vurdere situasjonen og ta utgangspunkt i forsvarernes plasseringer, dermed kan hastigheten bli lavere. Hastigheten kan bli påvirket av at utøverne senker farten, enten fordi de er usikre og begynner å nøle eller for å la motstanderen gjøre første bevegelse. Om utøvere gjør dette bevisst er usikkert ettersom det er et psykologisk spill ovenfor motstanderen. Enten vil angrepsspilleren overkomme forsvarsspilleren ved å forflytte seg forbi forsvarsspilleren, eller motsatt ved at forsvarsspilleren overkommer angrepsspiller og spillet brytes og må starte på nytt.

5.3 Begrensninger med studien

5.3.1 Utvalg

Utvalget som ble rekruttert i studien varierte fra 16-32 år i fire ulike divisjoner. Flere av deltakerne var unge og hadde store variasjoner i teknikk og ferdigheter. Enkelte av utøverne hadde dermed flere tilvenningsforsøk, spesielt i oppgave 3. Det er mulig at oppgavene dermed var for utfordrende for enkelte, som videre kan ha påvirket KAM og inngangshastigheten til utøverne.

I tillegg viser forskning at forekomsten av ACL skader hos kvinnelige håndballspillere øker i øvre divisjoner. Videre viser de fleste ACL skader å oppstå i kampsituasjoner (Myklebust et al., 1998). Ved å se på fintebevegelser ved bruk av denne metoden er det mulig å tro at bevegelsene vil gjenspeile samme intensitet som utøvere har i trening. Det kan dermed antas at intensiteten vil være ytterligere i kampsituasjoner. Det bør tas med i betraktningen om KAM verdiene er reelle eller om de burde vært ytterligere økt. Allikevel er dette bare antagelser og må undersøkes ytterligere for et mer konkret svar.

Resultatet viser at teknikken til utøverne forblir den samme uavhengig kompleksitet på oppgaven. Allikevel viser ikke studien prestasjonen og kvaliteten på fintebevegelsen, kun at utøverne utfører bevegelsen tilnærmet likt for hver gang. Det vil si at vi har ikke kunnskap om en utøver utfører en finte som faktisk vil forflytte en motstander i spillsituasjon. Etter visuell inspeksjon av utøvere under forsøkene, var det spesielt unge spillere som opplevde oppgavene som mer krevende enn eldre og mer erfarende utøvere. Om ferdighetene til unge utøvere ikke er gode nok er vanskelig å avgjøre, men det kan trekke paralleller til at unge utøvere ikke genererte en like høy KAM. Om lavere KAM verdier hos yngre utøver faktisk er forårsaket av ferdigheter er vanskelig å avgjøre utefra våre analyser.

5.3.2 Knebelastning og KAM

Studien bruker kneabduksjonsmoment (KAM) som et enkelt mål på knebelastning og risikofaktor for ACL skade. Andre studier (Dempsey et al., 2007; Dos Santos, 2020; Kristianslund et al., 2012a; 2013) antar at KAM er en betydelig risikofaktor, allikevel er det andre biomekaniske risikofaktorer som i tillegg vil påvirke knebelastningen. Deriblant tibial innad rotasjon (Markloft et al., 1995), kneabduksjonsvinkel (Jones et al., 2015) og lateral trunkus fleksjon (Dos Santos, 2020; Jones et al., 2015). Det må dermed tas i betraktning at KAM kun er en indikator for belastningen til ACL. Variabelen alene vil sannsynligvis ikke direkte representere den totale belastningen til ACL.

Basert på nevnte studier er det ingen tydelige svar på hva som er den konkrete risikofaktoren for en ACL skade. Skaden oppstår av en kompleks interaksjon av flere faktorer, og det vil være nødvendig med videre forskning for å få en felles forståelse av skademekanismene.

Ettersom det er andre faktorer som vil gi økt risiko for ACL skade, vil ikke våre beregninger nøyaktig kunne forutsi den totale belastningen ACL utsettes for. Ytterligere forskning er nødvendig og bør videre inkludere flere risikofaktorer og undersøke hver av dem sin påvirkning på ACL.

5.3.3 Markører

Enkelte markører plassert på utøverens anatomiske landområder falt av under visse forsøk. Markører som ikke hadde stor betydning for beregning av KAM, ble kun festet tilbake på området som var markert med et kryss. Andre markører av større betydning ble i tillegg kalibrert før nytt forsøk. Ettersom enkelte markører ble forflyttet kan det ha oppstått små forskyvninger. Forskyvningene kan påvirke nøyaktigheten av målingene og resultere i feil i beregninger av leddsenterposisjoner, hastighet og akselerasjoner (Camomilla et al., 2017). I tillegg vil bløtvev forskyve markørene ytterligere vekk fra de anatomiske landområdene på knoklene (McCahill et al., 2021). Forskyvninger av markører er én av de mest vanlige feilkildene i markørbaserte bevegelsesanalyser og kan påvirke estimering av kneledd sentrer og dermed beregninger av KAM. I tillegg ble det brukt en EMG-shorts under forsøkene som en annen del av prosjektet. Shortsen medførte problemer for enkelte markører å bli sittende fast under enkelte forsøk, i tillegg vil shortsen som dekket store områder av hoft og lår forskyve markørene ytterligere vekk fra anatomiske landområder under bevegelser.

5.3.4 Forsvarere i oppgave 3

Forsvarere i oppgave 3 forflyttet seg for å påvirke retningen utøveren skulle utføre fintebevegelsen i. Oppgaven var ment som en randomisert uforutsigbar oppgave, men det er vanskelig å avgjøre om forsvarerne avslørte retningen for tidlig og resulterte i en forhåndsbestemt finte. Data fra tilsvarende prosjekt viser at tiden mellom forsvarernes bevegelse og utøverens kontakt med underlaget (IC) i oppgave 3 var følgende: $0,94 \pm 0,15$ sek (Mai et al., 2022). Studien til Bolt et al., (2021) rapporterte 0,35-0,65 sek mellom lyssignal og kontakt med underlaget (IC) som er betydelig kortere beslutningstid. I denne studien (Mai et al., 2022) ble utøvere i tillegg til å reagere på forsvarere, utsatt for mottak av ball fra medspiller. Det er dermed usikkert om tiden forsvarerne bruker på forflytning vil fremprovosere en realistisk situasjon eller om det gir tilstrekkelig tid for utøver å vite retning på fintebevegelsen.

Under forsøk var det enkelte utøvere som var usikre og ikke ytet maksimal innsats, samt utøvere som kolliderte med forsvarere. Ved kollisjon ble data ekskludert, og utøver fikk et nytt forsøk. Det er usikkert om oppgaven var for lett for enkelte og for vanskelig for andre, men ettersom flere utøvere kolliderte med forsvarere kan oppgaven antas å være representativ for en uforutsigbar oppgave. Det kan bli viktig for videre fremtidig forskning som er mer relevante og idrettsspesifikke.

5.3.5 Håndball relaterte tilnærminger

Inngangshastighet

Utøverne ble introdusert til å utøve maksimal innsats under oppgavene. Enkelte utøvere kan ha misforstått informasjon om maksimal innsats med maksimal hastighet i inngangen på oppgaven. I de fleste spillsituasjoner vi utøveren ha lav hastighet inn i bevegelsen, før deretter å ha maksimal hastighet og intensitet ut av bevegelsen. Inngangshastigheten til utøverne vil ikke nødvendigvis representere hastigheten i spillsituasjoner. Om studien har en for høy inngangshastighet er vanskelig å vurdere ettersom det ikke er rapportert i tidligere forskning hvor høy hastighet en håndballspiller har før de utfører en finte foran en motstander.

Ikke-dominant ben

Ettersom studien er en videreutvikling av en tidligere studie, har prosedyren vært lik på enkelte formaliteter. Deriblant at utøverne skal satse på det ikke-dominante benet i oppgavene. Det var flere av deltakerne som opplevde spesielt oppgave 3 som utfordrende, som mulig kunne påvirke resultatene. Flere ga uttrykk for at bevegelsen ofte ble utført i motsatt retning i spillsituasjoner. Dette fører til at utøvere, spesielt de yngste ikke har utført bevegelsen tilstrekkelig i begge retninger, og vanligvis utfører denne type fintebevegelse i motsatt retning der dominante ben plasseres mot underlaget i satsfasen etter en fintebevegelse. Allikevel vil det være situasjoner i spill der utøvere blir utfordret og utfører fintebevegelsen som presentert i studien, men de utføres vestlig mindre sammenlignet med dominant ben.

5.4 Fremtidig forskning

Resultatet fra studien indikerte at utøvere gjennomførte fintebevegelsene tilnærmet konsistent for hver gang uavhengig av kompleksiteten på oppgaven. For videre fremtidig forskning kan det være aktuelt å bruke kun en kompleksitet for screeningformål. Både finteteknikken og belastningen i kneleddet er dermed unikt for hver utøver og er et fast iboende mønster. Våre funn gjør at screening av utøvere med høy KAM nødvendigvis ikke trenger å inneholde flere kompleksiteter av en fintebevegelse. Ettersom utøverne har en velutviklet fintestrategi og et fast mønster som i liten grad blir påvirket av andre ytre stimuli, påvirkninger og faktorer. Dette gjør at videre forskning kan redusere antall fintebevegelser som vil være mindre belastende for utøvere som deltar i lignende studier. Ved at studiene ikke innebærer et høyt antall repetisjoner og mange fintebevegelser gjør studiene mindre belastende. Det vil muligens bidra til å øke deltakelse av utøvere som til vanlig har et høyt aktivitetsnivå og anser forskning som en belastende aktivitet som kan gi konsekvenser for pre-sesong, trening og kamper for hvert enkelt lag.

6. Konklusjon

Målet med studien var å undersøke sammenhengen mellom KAM i ulike oppgaver med økende kompleksitet hos kvinnelige håndballspillere. Studien indikerer at en uforutsigbar fintebevegelse ikke vil generere høyere KAM enn en kompleks, men forhåndsbestemt idrettsspesifikk fintebevegelse. Resultatet viser en sterk til veldig sterk korrelasjon mellom de tre oppgavene. I tillegg viser KAM å være konsistente mellom hver oppgave som tyder på at utøvere utfører bevegelsen tilnærmet lik uavhengig ytre påvirkninger. Funnene tyder på at utøverne har utviklet automatiske motoriske programmer som fører til at bevegelsen blir påvirket i mindre grad av ytre faktorer.

Referanser

- Abulhasan, J., & Grey, M. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34.
<https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
- Amis, A.A., & Dawkins, G. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *The Journal of bone and joint surgery*. 73 2, 260-7. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.73B2.2005151>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-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 surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 17(7), 705–729.
<https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Almonroeder, T. G., Garcia, E., & Kurt, M. (2015). The effects of anticipation on the mechanics of the knee during single-leg cutting tasks: a systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(7), 918–928.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4675193/>
- Ardern, C. L., Ekås, G. R., Grindem, H., Moksnes, H., Anderson, A. F., Chotel, F., Cohen, M., Forssblad, M., Ganley, T. J., Feller, J. A., Karlsson, J., Kocher, M. S., LaPrade, R. F., McNamee, M., Mandelbaum, B., Micheli, L., Mohtadi, N., Reider, B., Roe, J., & Seil, R. (2018). 2018 International Olympic Committee consensus statement on prevention, diagnosis and management of paediatric anterior cruciate ligament (ACL) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 52(7), 422–438.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099060>

- Arderm, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 1543–1552.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398>
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee Injury Patterns Among Men and Women in Collegiate Basketball and Soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694–701.
<https://doi.org/10.1177/036354659502300611>
- Arundale AJH, Silvers-Granelli HJ, Myklebust G. ACL injury prevention: Where have we come from and where are we going? *J Orthop Res*. 2022 Jan;40(1):43-54. doi: 10.1002/jor.25058. Epub 2021 May 11. PMID: 33913532.
- Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *British Journal of Sports Medicine*, 50(13), 776–780.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096256>
- 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.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>
- Bates, N. A., Schilaty, N. D., Nagelli, C. V., Krych, A. J., & Hewett, T. E. (2018). Validation of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Tears Produced by a Mechanical Impact Simulator Against the Clinical Presentation of Injury. *The American journal of sports medicine*, 46(9), 2113–2121. <https://doi.org/10.1177/0363546518776621>
- Beaulieu, M. L., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2023). Loading mechanisms of the anterior cruciate ligament. *Sports Biomechanics*, 22(1), 1–29.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1916578>

- Bell, A. G., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617–621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Bencke, J., Curtis, D., Krogshede, C., Jensen, L. K., Bandholm, T., & Zebis, M. K. (2013). Biomechanical evaluation of the side-cutting manoeuvre associated with ACL injury in young female handball players. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 21(8), 1876–1881. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2199-8>
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L., & Ackland, T. R. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1168–1175. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00014>
- Bill, K., Mai, P., Willwacher, S., Krosshaug, T., & Kersting, U. G. (2022). Athletes with high knee abduction moments show increased vertical center of mass excursions and knee valgus angles across sport-specific fake-and-cut tasks of different complexities. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.983889>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Bolt, R., Heuvelmans, P., Benjaminse, A., Robinson, M. A., & Gokeler, A. (2021). An ecological dynamics approach to ACL injury risk research: a current opinion. *Sports Biomechanics*, 1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1960419>
- Bram, J. T., Magee, L. C., Mehta, N. N., Patel, N. M., & Ganley, T. J. (2020). Anterior Cruciate Ligament Injury Incidence in Adolescent Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 49(7), 1962–1972. <https://doi.org/10.1177/0363546520959619>

Camomilla, V., Cereatti, A., Andrea Giovanni Cutti, Fantozzi, S., Stagni, R., & Vannozzi, G. (2017). Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis: a systematic review. *Biomedical Engineering Online*, 16(1).

<https://doi.org/10.1186/s12938-017-0396-x>

Chandrashekar, N., Slauterbeck, J., & Hashemi, J. (2005). Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *The American journal of sports medicine*, 33(10), 1492–1498. <https://doi.org/10.1177/0363546504274149>

Chaudhari, A. M., Zelman, E. A., Flanigan, D. C., Kaeding, C. C., & Nagaraja, H. N. (2009). Anterior cruciate ligament-injured subjects have smaller anterior cruciate ligaments than matched controls: a magnetic resonance imaging study. *The American journal of sports medicine*, 37(7), 1282–1287. <https://doi.org/10.1177/0363546509332256>

Dahl, H. A., Rinvik, E. (2016). *Menneskets funksjonelle anatomi* (3.utg.). Oslo: Cappelen Damm akademisk.

Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 42(9), 791–815. <https://doi.org/10.1007/BF03262295>

David, S., Komnik, I., Peters, M., Funken, J., & Potthast, W. (2017). Identification and risk estimation of movement strategies during cutting maneuvers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(12), 1075–1080. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.011>

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)

- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2009). Changing Sidestep Cutting Technique Reduces Knee Valgus Loading. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 2194–2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J & Russo, K. A. (2007). The Effect of Technique Change on Knee Loads during Sidestep Cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1765–1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- Dos'Santos, T., McBurnie, A., Thomas, C., Comfort, P., & Jones, P. A. (2020). Biomechanical Determinants of the Modified and Traditional 505 Change of Direction Speed Test. *Journal of strength and conditioning research*, 34(5), 1285–1296. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003439>
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Ménétrey, J. (2005). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(3), 204–213. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>
- Donelon, T. A., Dos'Santos, T., Pitchers, G., Brown, M., & Jones, P. A. (2020). Biomechanical Determinants of Knee Joint Loads Associated with Increased Anterior Cruciate Ligament Loading During Cutting: A Systematic Review and Technical Framework. *Sports medicine - open*, 6(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00276-5>
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2010). Longitudinal effects of maturation on lower extremity joint stiffness in adolescent athletes. *The American journal of sports medicine*, 38(9), 1829–1837. <https://doi.org/10.1177/0363546510367425>
- Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Byrnes, R. N., Dopirak, S. E., & Hewett, T. E. (2005). Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *Journal of strength and conditioning research*, 19(2), 394–399. <https://doi.org/10.1519/15834.1>

- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E., & Hewett, T. E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(1), 124–129.
- Fox, A. S., Bonacci, J., McLean, S. G., & Saunders, N. (2017). Efficacy of ACL injury risk screening methods in identifying high-risk landing patterns during a sport-specific task. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(5), 525–534.
<https://doi.org/10.1111/sms.12715>
- Fox, A. P., Bonacci, J., McLean, S. G., Spittle, M., & Saunders, N. (2016). A Systematic Evaluation of Field-Based Screening Methods for the Assessment of Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury Risk. *Sports Medicine*, 46(5), 715–735.
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0443-3>
- France, L., & Nester, C. J. (2001). Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 710–713.
[https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00045-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00045-6)
- Friedberg, R. P. (2020, 5. Mars). Patient education: Anterior cruciate ligament injury (Beyond the Basics). *UpToDate*. Hentet 20. April 2021 fra
<https://www.uptodate.com/contents/anterior-cruciate-ligament-injury-beyond-the-basics>
- Fung, D. T., & Zhang, L. Q. (2003). Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(10), 933–941.
[https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00174-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00174-8)
- 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. *Journal of athletic training*, 50(10), 1076–1093. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.06>

- Graham-Smith, P., Jones, P., & Read, P. (2015). Taking a step back to reconsider change of direction and its application following ACL injury. *Aspetar sports medicine journal*, 9, 42–47. <https://www.aspetar.com/journal/viewarticle.aspx?id=488#.ZFkStexBy3J>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *The American journal of sports medicine*, 34(2), 299–311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr, Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & 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. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., & Quatman, C. E. (2016). Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 34(11), 1843–1855. <https://doi.org/10.1002/jor.23414>
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, (402), 76–94. <https://doi.org/10.1097/00003086-200209000-00008>
- Hof, A. L. (1992). An explicit expression for the moment in multibody systems. *Journal of Biomechanics*, 25(10), 1209-1211. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90076-D](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90076-D)
- Jones, P. A., Herrington, L. C., & Graham-Smith, P. (2015). Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Human Movement Science*, 42, 203–211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.004>

- Kanamori, A., Woo, S. L., Ma, C. B., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., & Livesay, G. A. (2000). The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, *16*(6), 633–639. <https://doi.org/10.1053/jars.2000.7682>
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, *38*(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2012a). Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(9), 779–783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting. *The American Journal of Sports Medicine*, *41*(3), 684–688. <https://doi.org/10.1177/0363546512472043>
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., Mok, K.-M., McLean, S. G., & van. (2014). Expressing the joint moments of drop jumps and sidestep cutting in different reference frames – does it matter? *Journal of Biomechanics*, *47*(1), 193–199. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.016>
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & van den Bogert, A. J. (2012b). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*, *45*(4), 666–671. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.011>

- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K.-M., Myklebust, G., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, *44*(4), 874–883.
<https://doi.org/10.1177/0363546515625048>
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., Hewett, T. E., & Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American journal of sports medicine*, *35*(3), 359–367. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>
- Liew, B. X. W., Sullivan, L., Morris, S., & Netto, K. (2020). Mechanical work performed by distal foot-ankle and proximal knee-hip segments during anticipated and unanticipated cutting. *Journal of biomechanics*, *106*, 109839.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109839>
- Lind, M., Menhert, F., & Pedersen, A. B. (2009). The first results from the Danish ACL reconstruction registry: epidemiologic and 2 year follow-up results from 5,818 knee ligament reconstructions. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, *17*(2), 117–124. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0654-3>
- Mai, P., Bill, K., Glöckler, K., Claramunt-Molet, M., Bartsch, J. C., Eggerud, M., Pedersen, A. T., Sæland, F. O., Moss, R. B., Mausehund, L., Willwacher, S., Kersting, U. G., Eriksrud, O., & Krosshaug, T. (2022). Unanticipated fake-and-cut maneuvers do not increase knee abduction moments in sport-specific tasks: Implication for ACL injury prevention and risk screening. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2022.983888>
- Mai, P., & Willwacher, S. (2019). Effects of low-pass filter combinations on lower extremity joint moments in distance running. *Journal of biomechanics*, *95*, 109311.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.08.005>

- Markatos, K., Kaseta, M. K., Lалlos, S. N., Korres, D. S., & Efstathopoulos, N. (2013). The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*, 23(7), 747–752. <https://doi.org/10.1007/s00590-012-1079-8>
- Markolf, K. L., O'Neill, G., Jackson, S. R., & McAllister, D. R. (2004). Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *The American journal of sports medicine*, 32(5), 1144–1149. <https://doi.org/10.1177/0363546503262198>
- McCahill, J., Schallig, W., Stebbins, J., Prescott, R., Theologis, T., & Harlaar, J. (2021). Reliability testing of the heel marker in three-dimensional gait analysis. *Gait & posture*, 85, 84–87. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.01.006>
- McLean, S. G., Lipfert, S. W., & van den Bogert, A. J. (2004). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(6), 1008–1016. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000128180.51443.83>
- McLean, S. G., Huang, X., & van den Bogert, A. J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(8), 863–870. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007>
- Meeuwisse, W.H. (1994). Assessing Causation in Sport Injury: A Multifactorial Model. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4, 166-170.
- Myer, G. D., Chu, D. A., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2008). Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clinics in sports medicine*, 27(3), 425–ix. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.02.006>

- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(1), 3–8.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318190bddb>
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2005). The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(2), 181–189.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.08.006>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T. E. (2010a). Clinical correlates to laboratory measures for use in non-contact anterior cruciate ligament injury risk prediction algorithm. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(7), 693–699.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.016>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T. E. (2010b). Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 38(10), 2025–2033. <https://doi.org/10.1177/036354651037093>
- Myklebust, G. (2013). ACL prevention in female handball. *Aspetar Sports Medicine Journal*.
https://www.aspetar.com/journal/viewarticle.aspx?id=146#.Y-D7_uzMK3I
- Myklebust, G., & Bahr, R. (2005). Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *British journal of sports medicine*, 39(3), 127–131.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2004.010900>

- Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I. H., Skjølberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2003). Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Team Handball Players: A Prospective Intervention Study Over Three Seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13(2), 71–78. <https://doi.org/10.1097/00042752-200303000-00002>
- 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. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7(5), 289–292. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00155.x>
- Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. (2007). A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(3), 149–153. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00185.x>
- Nilstad, A., Andersen, T. E., Kristianslund, E., Bahr, R., Myklebust, G., Steffen, K., & Krosshaug, T. (2014). Physiotherapists can identify female football players with high knee valgus angles during vertical drop jumps using real-time observational screening. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 44(5), 358–365. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4969>
- Nilstad, A., Petushek, E., Mok, K.-M., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2021). Kiss goodbye to the “kissing knees”: no association between frontal plane inward knee motion and risk of future non-contact ACL injury in elite female athletes. *Sports Biomechanics*, 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1903541>
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002–1012. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>

- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2003). Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 13(5), 299–304. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2003.00329.x>
- Oppelt, K., Hogan, A., Stief, F., Grützner, P. A., & Trinler, U. (2020). Movement Analysis in Orthopedics and Trauma Surgery - Measurement Systems and Clinical Applications. *Bewegungsanalyse in der Orthopädie und Unfallchirurgie – Messsysteme und deren klinische Anwendung. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 158(3), 304–317. <https://doi.org/10.1055/a-0873-1557>
- Osis, S. T., Hettinga, B. A., Macdonald, S. L., & Ferber, R. (2015). A novel method to evaluate error in anatomical marker placement using a modified generalized Procrustes analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(10), 1108–1116. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.873034>
- Pappas, E., Nightingale, E. J., Simic, M., Ford, K. R., Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2014). Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10), 673–680. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093796>
- Paterno, M. V., Rauh, M. J., Schmitt, L. C., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2014). Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(7), 1567–1573. <https://doi.org/10.1177/0363546514530088>
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical Measures during Landing and Postural Stability Predict Second Anterior Cruciate Ligament Injury after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Return to Sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>

- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., Johnson, R., Krosshaug, T., Mandelbaum, B., Micheli, L., Myklebust, G., Roos, E., Roos, H., Schamasch, P., Shultz, S., Werner, S., Wojtys, E., & Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394–412. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>
- Rothman K. J. (2008). BMI-related errors in the measurement of obesity. *International journal of obesity (2005)*, 32 Suppl 3, S56–S59. <https://doi.org/10.1038/ijo.2008.87>
- Sanno, M., Epro, G., Brüggemann, G. P., & Willwacher, S. (2021). Running into Fatigue: The Effects of Footwear on Kinematics, Kinetics, and Energetics. *Medicine and science in sports and exercise*, 53(6), 1217–1227. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002576>
- Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M. P., & Soutas-Little, R. W. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks—A cadaver study. *Journal of Biomechanics*, 28(8), 995–998. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00149-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00149-x)
- Shambaugh, J. P., Klein, A., & Herbert, J. H. (1991). Structural measures as predictors of injury basketball players. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(5), 522–527.
- Shultz, S. J., Carcia, C. R., & Perrin, D. H. (2004). Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(4), 475–483. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.11.001>
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Chaudhari, A. M., Collins, M., & Padua, D. A. (2012). ACL Research Retreat VI: an update on ACL injury risk and prevention. *Journal of athletic training*, 47(5), 591–603. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.5.13>

- 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. *Journal of athletic training*, 50(10), 1076–1093. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.06>
- 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. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.078287>
- Strand, T., Tvedte, R., Engebretsen, L., & Tegnander, A. (1990). Fremre korsbåndskader ved håndballspill. Skademekanismer og skadeinsidens [Anterior cruciate ligament injuries in handball playing. Mechanisms and incidence of injuries]. *Tidsskrift for den Norske lægeforening: tidsskrift for praktisk medicin, ny række*, 110(17), 2222–2225.
- Thomas, J. R., Nelson, J. K. & Silverman, S. J. (2010). *Research methods in physical activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American journal of sports medicine*, 31(6), 831–842. <https://doi.org/10.1177/03635465030310061801>
- Vaianti, E., Scita, G., Ceccarelli, F., & Pogliacomi, F. (2017). Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement. *Acta bio-medica : Atenei Parmensis*, 88(2S), 6–16. <https://doi.org/10.23750/abm.v88i2-S.6507>
- Visnes, H. & Kroken, G. (2019). *Årsrapport for 2018 med plan for forbedringstiltak*. Hentet fra https://www.kvalitetsregistre.no/sites/default/files/27_arsrapport_2018_nasjonalt_korsbandregister_0.pdf

- Wilderman, D. R., Ross, S. E., & Padua, D. A. (2009). Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *Journal of athletic training*, 44(1), 14–25. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.1.14>
- Willwacher, S., Kurz, M., Menne, C., Schrödter, E., & Brüggemann, G. (2016). Biomechanical response to altered footwear longitudinal bending stiffness in the early acceleration phase of sprinting. *Footwear Science*, 8(2), 99–108. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1144653>
- Willwacher, S., Regniet, L., Fischer, K. M., Oberländer, K. D., & Brüggemann, G. (2014). The effect of shoes, surface conditions and sex on leg geometry at touchdown in habitually shod runners. *Footwear Science*, 6(3), 129–138. <https://doi.org/10.1080/19424280.2014.896952>
- Woo, S. L.-Y., Abramowitch, S. D., Kilger, R., & Liang, R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 1–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025>
- Zlotnicki, J. P., Jan-Hendrik Naendrup, Ferrer, G. A., & Debski, R. E. (2016). Basic biomechanic principles of knee instability. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(2), 114–122. <https://doi.org/10.1007/s12178-016-9329-8>

Tabelloversikt

Tabell 1: Utvalgets antropometri (gjennomsnitt \pm SD) 31

Tabell 2: Gjennomsnittlige verdier av maksimal KAM \pm standardavvik (SD) mellom de tre oppgavene fordelt etter alder og divisjon. 44

Figuroversikt

Figur 1: Anatomisk fremstilling av kneleddet. A) Sagittalt bilde av høyre kne. B) Superior bilde av høyre tibia i kneleddet, viser både korsbånd og menisker. Hentet fra OpenStax College (CC BY 3.0). (https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/)	15
Figur 2: Kompleks interaksjon mellom indre og ytre risikofaktorer som fører til og resulterer til skade. Utviklet av Meeuwisse (1994).	17
Figur 3: Markeringer og avstander som gjenspeiler laboratoriet som representerer en håndballbane. Kryssene markerer startposisjon.	36
Figur 4: Illustrasjon av de tre ulike oppgavene med økende kompleksitet. A) Oppgave 1, B) Oppgave 2, C) Oppgave 3. (Mai et al., 2022)	37
Figur 5: Illustrasjon av ekstern kneabduksjonsmoment (A) og finteinkel(B) sett ovenfra i en fintebevegelse. (Bill et al., 2022).	39
Figur 6: Korrelasjoner av reelle verdier av kneabduksjonsmoment mellom alle de tre oppgavene. Korrelasjon mellom oppgave 1 og 2 (A), oppgave 2 og 3 (B) og oppgave 1 og 3 (C).....	43

Vedlegg 1 – Samtykkeskjema

Vil du delta i forskningsprosjektet

” Hva er den optimale fintetesten for å vurdere risiko for fremre korsbåndskade? ”?

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt hvor formålet er å forstå hvordan ulik grad av kompleksitet i en finte-test påvirker knebelastning, muskelaktivering og prestasjon. I dette skrivet gir vi deg informasjon om målene for prosjektet og hva deltakelse vil innebære for deg.

Formål

Våre tidligere studier viser at finteteknikk påvirker risiko for å få en fremre korsbåndskade hos kvinnelige håndballspillere på elitenivå. Vi vil nå sammenlikne den originale fintetesten med varianter som er enklere, eller mer komplekse og idrettsspesifikke. I tillegg vil vi gjennomføre en prestasjons/retningsforandringstest (505 test). Hensikten med studien er å lære mer om hvordan ulik grad av kompleksitet i testene påvirker knebelastning, muskelaktivering og prestasjon. I tillegg vil vi sammenlikne ulike metoder for å måle krefter og bevegelser. Dataene fra studien vil benyttes i master- og doktorgradsprosjekter

Hvem er ansvarlig for forskningsprosjektet?

Norges Idrettshøgskole er ansvarlig for prosjektet.

Hvorfor får du spørsmål om å delta?

Vi søker 50 kvinnelige håndballspillere på elitenivå fra østlandsområdet. Du må ha fylt 16 år for å kunne delta. Kvinnelige håndballspillere på elitenivå er spesielt utsatt for fremre korsbåndsskader, og dette prosjektet er viktig for å kunne forstå hvordan vi skal redusere skaderisikoen.

Hva innebærer det for deg å delta?

Dette er et biomekanisk eksperiment, der vi vil feste elektroder og refleksmarkører på kroppen din. Elektrodene leser av muskelaktivering, og refleksmarkører filmes når du gjennomfører de ulike fintebevegelsene. Etter oppvarming vil du gjennomføre 5-10 repetisjoner av hver av de 3 finteoppgavene. Du vil også bli filmet av et vanlig videokamera, for å kunne verifisere at opptaket kan brukes. Du må ha på deg en kort shorts, sports-BH og skoene du bruker når du spiller håndball. Du må påregne å være i laboratoriet i ca 2,5t. Vi gjør oppmerksomme på at finter og retningsforandringer kan medføre risiko for skade, inkludert korsbåndskade, og at spillere med tidligere skade har økt risiko for en ny skade.



Det er frivillig å delta

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

Ditt personvern – hvordan vi oppbevarer og bruker dine opplysninger

Vi vil bare bruke opplysningene om deg til formålene vi har fortalt om i dette skrivet. Vi behandler opplysningene konfidensielt og i samsvar med personvernregelverket. Det er kun masterstudenter, veileder og prosjektmedarbeidere som vi har tilgang til opplysningene om deg. Prosjektet gjøres i samarbeid med Universitat Politècnica de Catalunya og Eurecat Technology Center of Catalonia, samt German Sport University Cologne, som dermed også vil ha tilgang til data. Navnet og kontaktopplysningene dine vil bli anonymisert, og vi vil kun benytte forsøkspersonnummer i databehandlingen. Individuelle deltakere vil ikke kunne gjenkjennes i publikasjoner.

Personopplysninger vil imidlertid bli tatt vare på i 14 dager før sletting, pga. koronaviruset. Dette gjør det mulig å kontakte deg hvis noen i prosjektet blir smittet eller har vært i kontakt med andre smittede.

PC'er som benyttes i prosjektet vil være passordbeskyttet. Datamaterialet vil bli lagret på forskningsserver.

Hva skjer med opplysningene dine når vi avslutter forskningsprosjektet?

Prosjektet skal etter planen avsluttes 01.07.2023. Alle persondata vil være anonymisert, men alle data, inkludert videoopptak vil oppbevares på Norges idrettshøgskole i 5 år etter prosjektslutt pga etterprøvbarehet av forskningsdata. Videofilmene vil kun fokusere på underekstremiteten, dvs at hodet ikke vil filmes.

Dine rettigheter

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

- innsyn i hvilke personopplysninger som er registrert om deg,
- å få rettet personopplysninger om deg,
- få slettet personopplysninger om deg,
- få utlevert en kopi av dine personopplysninger (dataportabilitet), og
- å sende klage til personvernombudet eller Datatilsynet om behandlingen av dine personopplysninger.

Hva gir oss rett til å behandle personopplysninger om deg?

Vi behandler opplysninger om deg basert på ditt samtykke.

På oppdrag fra *Norges Idrettshøgskole* har NSD – Norsk senter for forskningsdata AS vurdert at behandlingen av personopplysninger i dette prosjektet er i samsvar med personvernregelverket.

Hvor kan jeg finne ut mer?

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

- Norges Idrettshøgskole ved masterstudenter Anniken Tidemann Pedersen (annikentidemann@hotmail.com), Mathias Midthjell Eggerud (mathiasme@student.nih.no) eller veileder/prosjektleder Tron Krosshaug (tron.krosshaug@nih.no, tlf: 456 60 046)
- Vårt personvernombud: Rolf Haavik (personvernombud@nih.no)

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

- NSD – Norsk senter for forskningsdata AS på epost (personverntjenester@nsd.no) eller på telefon: 55 58 21 17.

Med vennlig hilsen

Tron Krosshaug
Pedersen

(Forsker/veileder)

Mathias Midthjell Eggerud

(Masterstudent)

Anniken Tidemann

(Masterstudent)

Samtykkeerklæring

Jeg har mottatt og forstått informasjon om prosjektet «*Hva er den optimale fintetesten for å vurdere risiko for fremre korsbåndskade?*», og har fått anledning til å stille spørsmål. Jeg samtykker til:

- å delta i eksperimentet
- at videoopptak lagres i 5 år etter prosjektslutt

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

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Vedlegg 2 – Søknad til etisk komite

Tron Krosshaug
Institutt for idrettsmedisin

OSLO 21. juni 2021

Søknad 193 – 170621 -Hva er den optimale fintetesten for å vurdere ACL-skade

Vi viser til søknad, prosjektbeskrivelse, informasjonsskriv og innsendt melding til NSD.

I henhold til retningslinjer for behandling av søknad til etisk komite for idrettsvitenskapelig forskning på mennesker, har komiteen i møte 17. juni 2021 konkludert med følgende:

Vurdering

Det fremgår av søknaden at utvalget skal bestå av 50 kvinnelig håndballspillere på elitenivå og at minst 10 av spillerne skal ha hatt en tidligere korsbåndskade. Dersom antall deltakere med tidligere skade blir under 10 vil denne delen av utvalget utgå.

I søknaden opplyses det at spillere med eksisterende korsbåndskade har ca 3 ganger høyere risiko for å pådra seg en ny skade, uansett om det er på det tidligere skadde beinet, eller det uskadde beinet. En re-skade på samme kne eller en ny skade på det tidligere uskadde kneet vil begge med stor sannsynlighet medføre økt risiko for senskader på lang sikt. Til tross for at spillere som får korsbåndsskade er kjent med dette velger mange å fortsette å spille håndball. Man vet lite om årsaken til at noen spillere pådrar seg nye skader, men mye tyder på at biomekanikk er sentralt. Denne studien kan potensielt bidra til kunnskap som vil være nyttig for å unngå en re-skade.

Komiteens vurderer begrunnelsen for å rekruttere minst 10 spillere med tidligere korsbåndskade er tilfredsstillende, men ber om at det i informasjonsskrivet opplyses om den forhøyede risiko for skade for de av spillerne (utvalget) med tidligere kjent korsbåndskade.

Vedtak

På bakgrunn av forelagte dokumentasjon finner komiteen at prosjektet er forsvarlig og at det kan gjennomføres innenfor rammene av anerkjente etiske forskningsetiske normer nedfelt i NIHs retningslinjer. Til vedtaket har komiteen lagt følgende forutsetning til grunn:

- *Vilkår fra NSD følges*
- *Opplysninger om økt skaderisiko for spillere med tidligere korsbåndskade inngår i informasjonsskrivet*

Komiteen forutsetter videre at prosjektet gjennomføres på en forsvarlig måte i tråd med de til enhver tid gjeldende ifbm Covid-19 pandemien.

Komiteen gjør oppmerksom på at vedtaket er avgrenset i tråd med fremlagte dokumentasjon. Dersom det gjøres vesentlige endringer i prosjektet som kan ha betydning for deltakernes helse og sikkerhet, skal dette legges fram for komiteen før eventuelle endringer kan iverksettes.

Med vennlig hilsen

A handwritten signature in blue ink that reads "Anne Marte Pensgaard". The signature is written in a cursive, flowing style.

Professor Anne Marte Pensgaard
Leder, Etisk komite, Norges idrettshøgskole

Vedlegg 3 – Meldeskjema til NSD for personvernopplysninger

5/30/22, 1:34 PM

Meldeskjema for behandling av personopplysninger

Vurdering

Referansenummer

812994

Prosjekttittel

Hva er den optimale fintetesten for å vurdere ACL skaderisiko?

Behandlingsansvarlig institusjon

Norges idrettshøgskole / Senter for idrettskdeforskning

Prosjektansvarlig

Tron Krosshaug

Prosjektperiode

01.09.2021 - 01.09.2023

[Meldeskjema](#)

Dato

13.08.2021

Type

Standard

Kommentar

Det er vår vurdering at behandlingen vil være i samsvar med personvernlovgivningen, så fremt den gjennomføres i tråd med det som er dokumentert i meldeskjemaet den 13.8.2021 med vedlegg, samt i meldingsdialogen mellom innmelder og NSD. Behandlingen kan starte.

TYPE OPPLYSNINGER OG VARIGHET

Prosjektet vil behandle alminnelige personopplysninger, og særlige kategorier av personopplysninger om helseforhold frem til 1.9.2023.

LOVLIG GRUNNLAG

Prosjektet vil innhente samtykke fra de registrerte til behandlingen av personopplysninger. Vår vurdering er at prosjektet legger opp til et samtykke i samsvar med kravene i art. 4 nr. 11 og 7, ved at det er en frivillig, spesifikk, informert og utvetydig bekreftelse, som kan dokumenteres, og som den registrerte kan trekke tilbake.

For alminnelige personopplysninger vil lovlig grunnlag for behandlingen være den registrertes samtykke, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 a.

For særlige kategorier av personopplysninger vil lovlig grunnlag for behandlingen være den registrertes uttrykkelige samtykke, jf. personvernforordningen art. 9 nr. 2 bokstav a, jf. personopplysningsloven § 10, jf. § 9 (2).

PERSONVERNPRINSIPPER

NSD vurderer at den planlagte behandlingen av personopplysninger vil følge prinsippene i personvernforordningen:

- om lovlighet, rettferdighet og åpenhet (art. 5.1 a), ved at de registrerte får tilfredsstillende informasjon om og samtykker til behandlingen
- formålsbegrensning (art. 5.1 b), ved at personopplysninger samles inn for spesifikke, uttrykkelig angitte og berettigede formål, og ikke viderebehandles til nye uforenlige formål
- dataminimering (art. 5.1 c), ved at det kun behandles opplysninger som er adekvate, relevante og nødvendige for formålet med prosjektet
- lagringsbegrensning (art. 5.1 e), ved at personopplysningene ikke lagres lengre enn nødvendig for å oppfylle formålet.

DE REGISTRERTES RETTIGHETER

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

Så lenge de registrerte kan identifiseres i datamaterialet vil de ha følgende rettigheter: innsyn (art. 15), retting (art. 16), sletting (art. 17), begrensning (art. 18) og dataportabilitet (art. 20).

Vi minner om at hvis en registrert tar kontakt om sine rettigheter, har behandlingsansvarlig institusjon plikt til å svare innen en måned.

FØLG DIN INSTITUSJONS RETNINGSLINJER

NSD legger til grunn at behandlingen oppfyller kravene i personvernforordningen om riktighet (art. 5.1 d), integritet og konfidensialitet

(art. 5.1. f) og sikkerhet (art. 32).

For å forsikre dere om at kravene oppfylles, må prosjektansvarlig følge interne retningslinjer/rådføre dere med behandlingsansvarlig institusjon.

MELD VESENTLIGE ENDRINGER

Dersom det skjer vesentlige endringer i behandlingen av personopplysninger, kan det være nødvendig å melde dette til NSD ved å oppdatere meldeskjemaet. Før du melder inn en endring, oppfordrer vi deg til å lese om hvilken type endringer det er nødvendig å melde:

<https://www.nsd.no/personverntjenester/fylle-ut-meldeskjema-for-personopplysninger/melde-endringer-i-meldeskjema>

Du må vente på svar fra NSD før endringen gjennomføres.

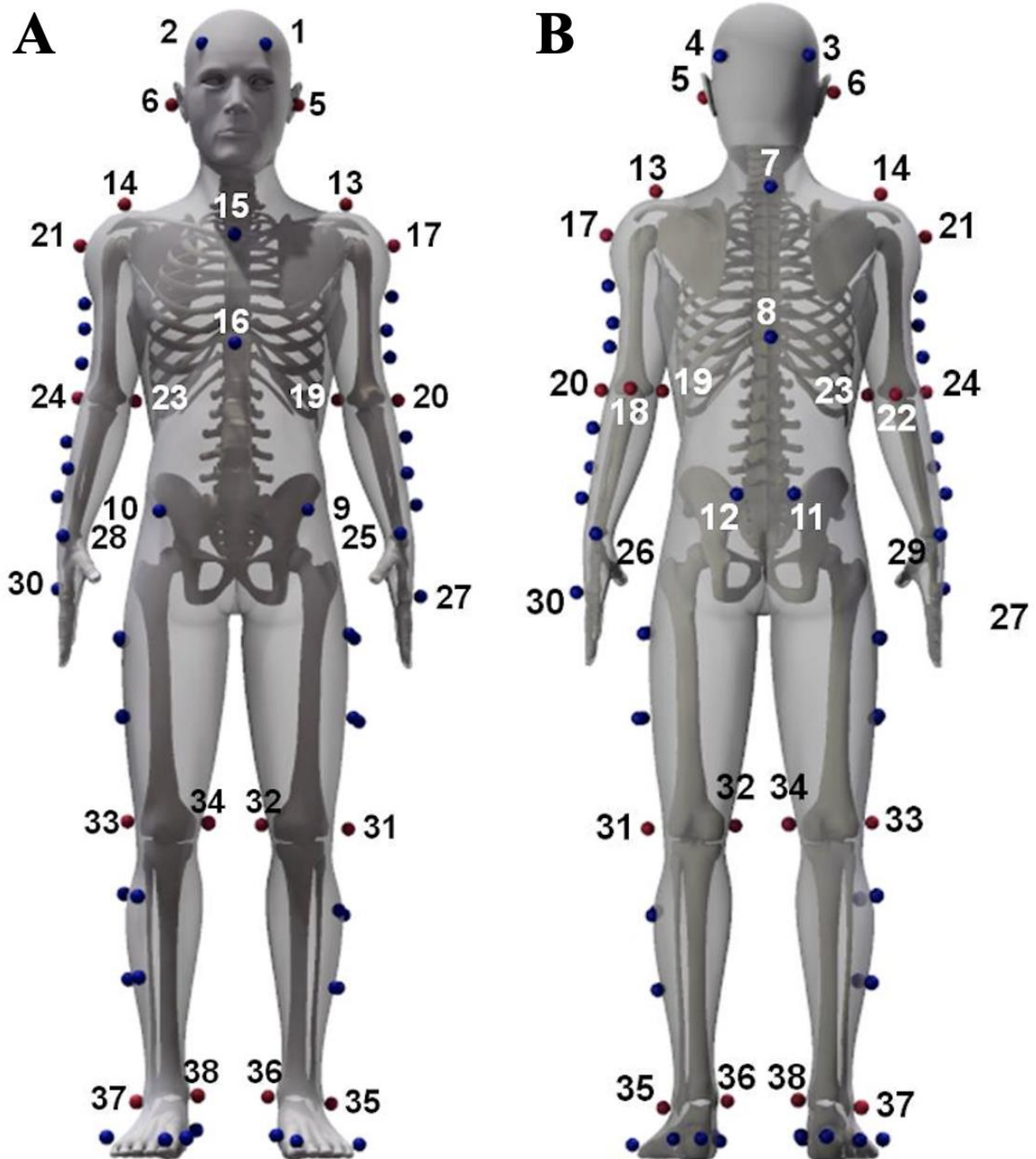
OPPFØLGING AV PROSJEKTET

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

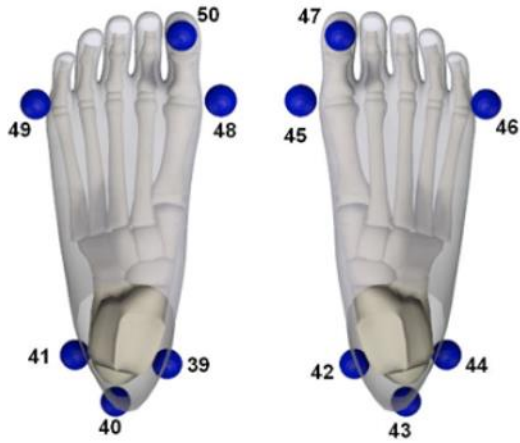
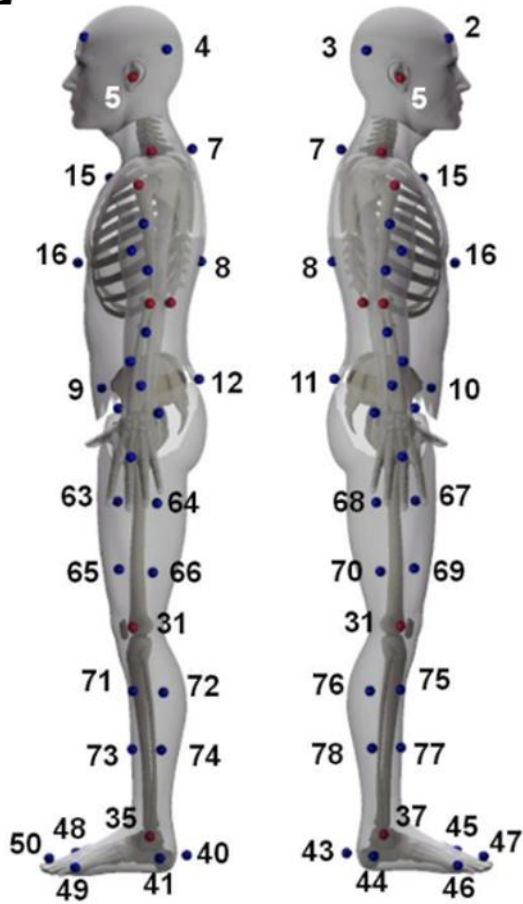
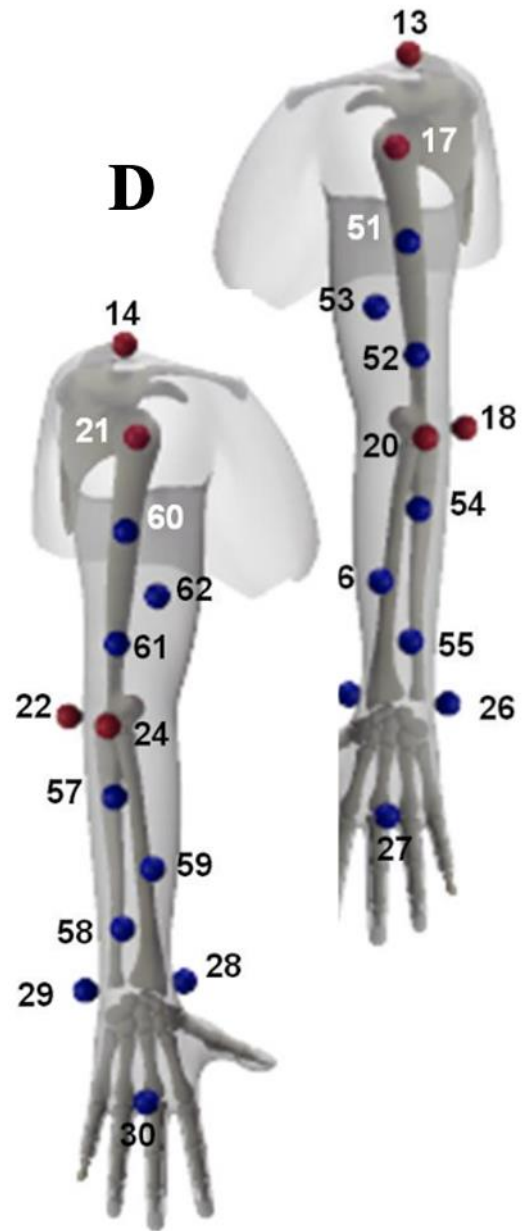
Kontaktperson hos NSD: Håkon J. Tranvåg

Lykke til med prosjektet!

Vedlegg 4 – Markørroppsett



Oversikt over markørroppsett av hel-kropp. Figuren er vist i anterior retning (A) og posterior retning (B).

C**E****D**

Oversikt over markørroppsett av fot (C), arm (D) og helkropp – lateralt retning (E).