

Halvard Grova

Sammenhengen mellom pronasjon i foten og valgusmoment i kne under landing fra fallhopp.

Masteroppgave i idrettsfysioterapi

Seksjon for idrettsmedisinske fag
Norges idrettshøgskole, 2009

Sammendrag

Fremre korsbåndskader er et stort problem innenfor ulike ballidretter. For å unngå slike skader må vi ha presise beskrivelser av risikofaktorer og skadesituasjoner. Flere studier foreslår en sammenheng mellom økt pronasjon i foten og fremre korsbåndskade uten å kunne forklare med hvilken mekanisme denne faktoren virker på biomekanikken i kneet. Det er i tillegg vist at økt valgusmoment i kneet under landing fra fallhopp kan predikere risikoen en idrettsutøver har for å pådra seg fremre korsbåndskade. Målet med denne studien var derfor å undersøke sammenhengen mellom pronasjon i foten og valgusmomentet i kne ved fallhopp. Testingen inkluderte tredimensjonal bevegelsesanalyse av fallhopp og måling av statisk fotstilling hos 164 kvinnelige håndballspillere på elitenivå. Kneleddets kinetikk og kinematikk ble estimert ved hjelp av metoden invers dynamikk. Resultatene viste at statisk målt pronasjon ikke var en viktig bidragsfaktor til økt valgusmoment under landing. Vi kan likevel ikke utelukke pronasjon i foten som en av faktorene som fører til fremre korsbåndskade i og med at vi frem til dags dato ikke er sikre på hvilke mekanismer som ligger bak skaden.

Innhold

Sammendrag	3
Innhold	4
Forord.....	6
1. Innledning	7
2. Problemstilling og hypoteser.....	11
3. Teori	12
3.1 Kneet.....	12
3.1.1 Fremre korsbånd	14
3.1.2 Kneleddet og det fremre korsbåndets proprioceptive funksjon	14
3.2 Risikofaktorer for fremre korsbåndsskade i spillesituasjoner uten kontakt med motspiller	14
3.2.1 Ytre risikofaktorer.....	15
3.2.2 Indre risikofaktorer	16
3.3 Skademekanismer	20
3.3.1 Forskningsmetoder.....	21
3.3.2 Skademekanismer ved fremre korsbåndsskade i situasjoner uten kontakt med motspiller	22
3.4 Ankelleddet og subtalarleddet	29
3.4.1 Pronasjon og supinasjon i subtalarleddet.....	30
3.5 Subtalarleddet og kneleddet i en lukket kinetisk kjede.....	31
3.6 Fotstilling og nevro-muskulær funksjon	33
4. Metodeteori.....	36
4.1 Validitet og reliabilitet	36
4.2 Navicular drop test.....	37
4.3 Tredimensjonal bevegelsesanalyse	39
5. Metode.....	48
5.1 Design av studien: Risikofaktorer for korsbåndsskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en prospektiv kohortstudie.....	48
5.1.1 Subjekter	48
5.1.2 Etske betraktninger	49
5.2 Testprosedyre	49
5.2.1 Navicular drop test.....	49

5.2.2	Tredimensjonal bevegelsesanalyse	50
5.3	Intratest og intertest reliabilitet.....	54
5.3.1	Reliabilitet navicular drop test	54
5.3.2	Reliabilitet tredimensjonal bevegelsesanalyse.....	54
5.4	Statistiske analyser.....	55
5.5	Datalagring	55
6.	Resultater.....	56
6.1	Forholdet mellom navicular drop og valgusmoment i kne ved fallhopp	56
6.2	Beskrivelse av fallhoppene	58
6.3	Reliabilitet navicular drop test	60
7.	Diskusjon	62
7.1	Forholdet mellom navicular drop og valgus i kne ved fallhopp	62
7.2	Begrensninger ved studien	69
7.3	Konklusjon.....	75
7.4	Kliniske implikasjoner og videre studier	75
Referanser	76
Tabelloversikt	88
Figuroversikt	89
Vedlegg	91

Forord

Denne studien ble utført på Norges Idrettshøgskole i perioden 2008 til 2009 som en del av prosjektet *Risikofaktorer for korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere – en kohortestudie* finansiert av Senter for idrettskedeforskning.

Jeg vil rette en spesiell takk til min veileder Tron Krosshaug som har vært tilgjengelig og behjelpelig med god veiledning gjennom hele prosessen. Eirik Kristianslund må også takkes for fantastisk god prosjektledelse og hjelp med analyse av tredimensjonale data.

Kolleger og venner i kjelleren på masterkontoret takkes for gode faglige og mindre faglige diskusjoner. Ingar Holme takkes også for god veiledning på den statistiske metoden.

Det må rettes en spesiell takk til nærmeste familie for hjelp i den siste prosessen med å ferdiggjøre masteroppgaven.

Sist, men ikke minst vil jeg takke Silje og Johannes for uvurderlig god støtte og tålmodighet i denne travle perioden som har vært.

Stavanger, 25. Mai 2009.

Halvard Øen Grova

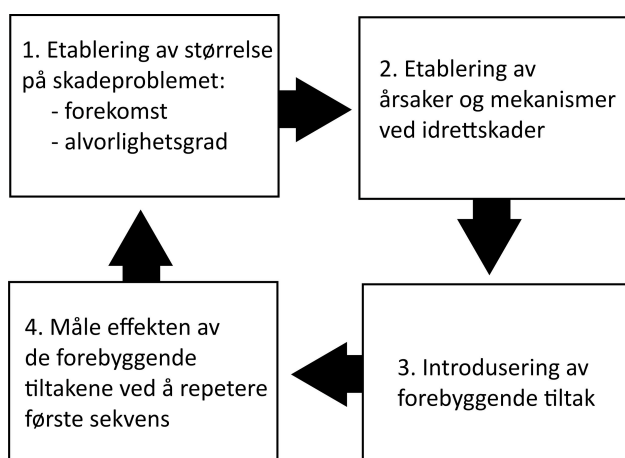
1. Innledning

Fremre korsbåndskade er et stort problem i mange lagidretter (Arendt og Dick, 1995). I håndball er risikoen for fremre korsbåndsrupstur fem ganger høyere blant kvinner enn for menn (Myklebust et al., 1997, 1998). I tillegg er det større risiko for skaden blant spillere på elitenivå enn i de lavere divisjonene. Mellom 5 og 10% av håndballspillerne på elitenivå pådrar seg fremre korsbåndskade hver sesong.

I Norge er den årlige forekomsten rekonstruksjonsoperasjoner av fremre korsbånd 34 per 100 000 innbyggere (Granan et al., 2008). I aldersgruppen 16 til 39 år er forekomsten 85 per 100 000 innbyggere. I følge Granan og kolleger (2008) kan forekomsten av fremre korsbåndskader være opp til det dobbelte av antallet som blir rekonstruert i og med at mange ikke opereres etter skaden. Skadene utgjør en stor økonomisk kostnad og de langsiktige konsekvensene for utøvere med en fremre korsbåndsrupstur er alvorlige. Myklebust og Bahr (2005) oppsummerer i en oversiktsartikkel at omtrent halvparten av de med fremre korsbåndskade hadde tegn på artrose 10 år etter at skaden inntraff uavhengig av om det hadde blitt utført korsbåndrekonstruksjon eller ikke. Etter 15 år hadde 80 % av pasientene tegn på artrose.

På grunn av den høye forekomsten av fremre korsbåndskader hos kvinnelige håndballspillere og de alvorlige konsekvensene denne skaden gir, er det i de senere år gjort studier med fokus på skadeforebygging (Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2005; Wedderkopp et al., 1999; 2003). Disse studiene viser at det er mulig å redusere antallet korsbånd-, kne-, og ankelskader hos voksne og unge ved å benytte seg av et strukturert oppvarmingsprogram. Denne forebyggende treningen er rettet mot flere elementer som kan relateres til økt skaderisiko: balanse, styrke, spilleteknikk og koordinasjon. Det fokuseres spesielt på ugunstig posisjonering av kne og ankel i landinger og finter. Et av hovedmålene i oppvarmingsprogrammene er å redusere valgusbevegelse i kneleddet. Av de nevnte elementene i oppvarmingsprogrammene vet vi ikke hvilke som bidrar mest i forebyggingen eller med hvilke mekanismer de virker. For å kunne plukke ut de utøverne som har økt risiko for skade kan det i tillegg være nyttig å ha ulike screeningsverktøy. Dette kan bidra til å gjøre den forebyggende intervensjonen mer effektiv og målrettet.

Studier på skadeforebygging innenfor idrett er beskrevet av van Mechelen og kolleger (1992) som en sekvens bestående av fire deler (Figur 1). Først må forekomsten og alvorlighetsgraden av idrettsskaden undersøkes. Deretter må risikofaktorene og skademekanismene identifiseres. Sekvensen etterfølges så av en tredje del der forebyggende tiltak introduseres. De forebyggende tiltakene bør basere seg på de faktorene og mekanismene som er identifisert i den andre sekvensen. Til slutt repeteres den første delen for å kunne måle effekten av de forebyggende tiltakene.



Figur 1. Modell bestående av fire sekvenser som blir benyttet innenfor forskning på forebygging av idrettsskader (modifisert fra van Mechelen et al, 1992).

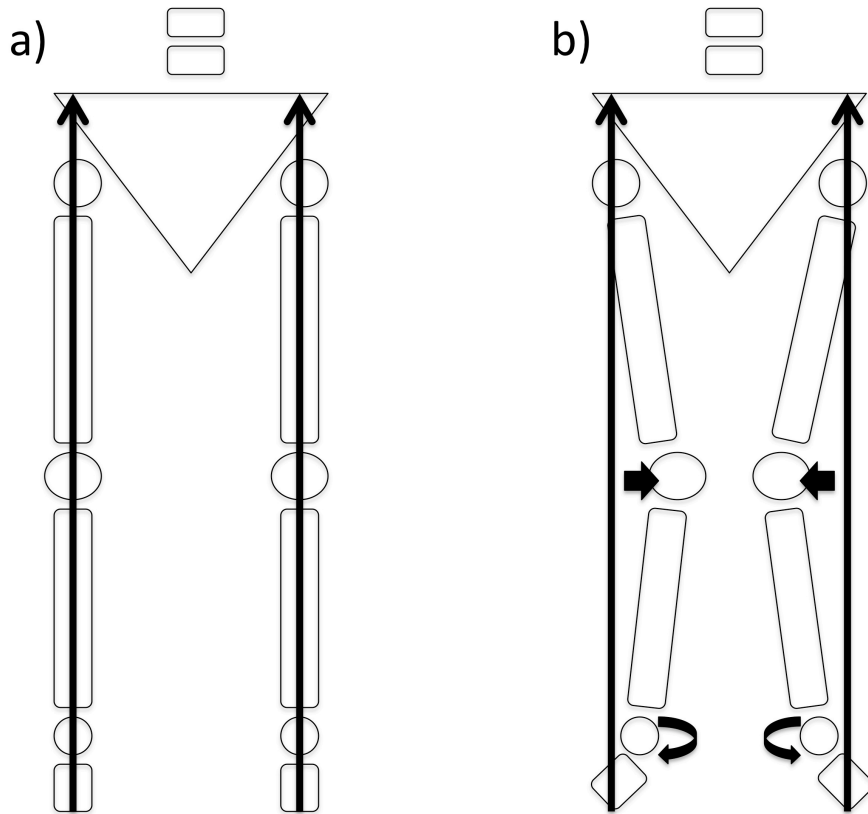
Identifiseringen av risikofaktorer og skademekanismer i sekvens to i van Mechelen og kollegers modell, er viktig. Bahr og Krosshaug (2005) poengterer i sin oversiktsartikkel at for å forstå årsaken til enhver skade som oppstår innenfor en idrett må man ha presise beskrivelser av risikofaktorer og av skadesituasjonen. Fremre korsbåndskader hos kvinner skjer oftest i en spillesituasjon uten kontakt med motspiller ved finte, oppbremsing eller landing fra hopp (Arendt et al., 1995, 1999; Krosshaug et al., 2007b). Ved å benytte seg av videoanalyser av skadesituasjoner kan selve biomekanikken i kneet beskrives nærmere. Studier som benytter seg av denne metoden foreslår at den vanligste mekanismen ved fremre korsbåndskade hos kvinnelige håndballspillere er en kraftig valguskollaps med kneet i nesten full ekstensjon kombinert med tibia i utover eller innadrottert stilling (Olsen et al., 2004).

Det er i de senere årene blitt viet mye oppmerksomhet til valgus i kneleddet og risikoen for fremre korsbåndskade. Hypotesen om at valgus i kneet er en av skademekanismene og forsøkene med utprøving av oppvarmingsprogram med fokus på å unngå denne

stillingen har bidratt til dette. Blant annet viste Hewett og kolleger (2005) i en studie på 205 kvinner at valgus i kne under landing fra fallhopp, kan være en predikerende faktor for fremre korsbåndskade. I en meta-analyse av samme forfattergruppe konkluderes det med at intervensjoner som har fokus på nevro-muskulær trening, for å minske dynamisk valgus i kne, er effektive i forhold til å redusere forekomsten av fremre korsbåndskader (Hewett et al., 2006).

Flere studier som har undersøkt risikofaktorer for fremre korsbåndskader, foreslår en sammenheng mellom økt pronasjon i foten og fremre korsbåndskade (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Hertel et al., 2004; Loudon et al., 1996; Woodford-Rogers et al., 1994). Selv om det er funnet større grad av pronasjon hos deltakere med fremre korsbåndskade sammenlignet med kontroller, er det forsket lite på hvordan denne statiske holdningsfeilen påvirker biomekanikk i kneet i en dynamisk bevegelsessituasjon.

Forskningen frem til nå viser altså at det sannsynligvis er en sammenheng mellom valgus i kneet og fremre korsbåndskader. I tillegg har retrospektive studier også funnet en sammenheng mellom statisk målt pronasjon og fremre korsbåndskader. Vi er i dag ikke sikre på hvilke mekanismer som ligger bak hvorfor noen får økt valgus i fallhopptesten og hvorfor korsbåndskadde har mer pronasjon enn kontrollsubjekter. En mulig mekanisme kan være at pronasjon i foten fører til valgus i kneet fordi foten og kneet fungerer sammen i en lukket kjede (Figur 2). Det er også vist at kvinner lander med mer pronasjon og valgus i kneet enn menn ved fallhopp (Ford et al, 2006; Kernozek et al., 2005). I tillegg er det vist at en intervensjon som hadde til hensikt å redusere pronasjonsbevegelsen i foten, også førte til mindre valgus i kneet ved landing fra fallhopp (Joseph et al., 2008).



Figur 2. Figuren viser en modell av underekstremiteten i frontalplanet. a) viser underekstremiteten med leddene i nøytral stilling, b) er et forslag til hvordan pronasjon i foten kan påvirke valgus i kneet. De vertikalt rettede pilene representerer reaksjonskraften fra underlaget.

Fallhopptesten kan være et nyttig screeningshjelpemiddel ved utpeking av idrettsutøvere som har økt risiko for fremre korsbåndskade. Ut i fra indikasjonene om at pronasjon i foten kan være én faktor som bidrar til fremre korsbåndskade, vil det derfor være interessant å undersøke i hvor stor grad pronasjon i foten påvirker valgus i kneet under landing fra fallhopp.

2. Problemstilling og hypoteser

Problemstilling:

Er pronasjon i foten målt ved navicular drop test en bestemmende faktor for økt valgusmoment i kne under landing fra fallhopp hos kvinnelige håndballspillere på elitenivå?

Null-hypotese:

Det er ingen sammenheng mellom pronasjon i foten målt ved navicular drop test og økt valgusmoment i kne under landing fra fallhopp hos kvinnelige håndballspillere på elitenivå.

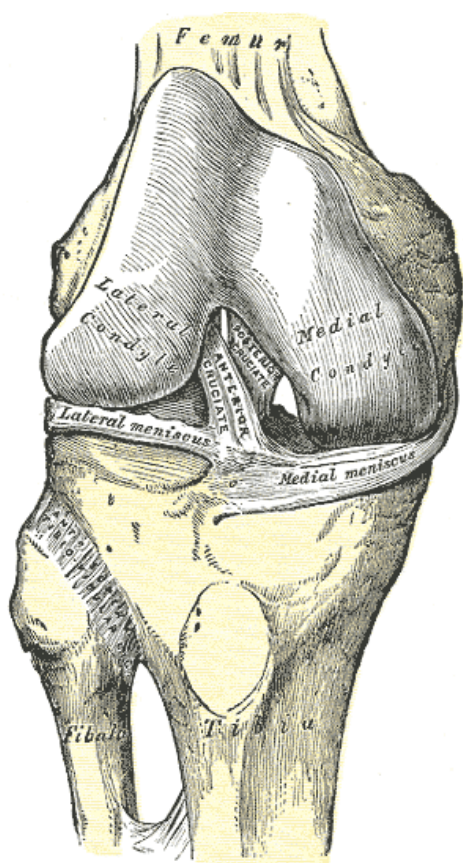
Hypotese:

Det er sammenheng mellom pronasjon i foten målt ved navicular drop test og økt valgusmoment i kne under landing fra fallhopp hos kvinnelige håndballspillere på elitenivå.

3. Teori

3.1 Kneet

Kneleddet, art. genus, er det største og mest komplekse leddet i kroppen (Dahl og Rinvik, 1999). Leddet er innrettet på en måte som gjør at hele underekstremiteten uten nevneverdig muskelarbeid, kan utgjøre en sammenhengende stiv søyle til støtte for kroppen når vi står. Samtidig må det tillate stor bevegelse når vi beveger oss. I kneleddet artikulere femur med tibia og patella. En kraftig kapsel, to menisker, to sidebånd og to korsbånd, stabiliserer leddet. Disse forhindrer unormale bevegelser og styrer leddbevegelsen mellom femur og tibia.



Figur 3. Høyre kneledd med ligamenter sett forfra (hentet fra Gray, 2001).

Den laterale og mediale menisken er forbundet med kapselen og bidrar til å utligne inkongruensen mellom femur og tibia. Det mediale sidebåndet er innvevet i leddkapselen og har derfor en indirekte forbindelse til den mediale menisken. Det laterale sidebåndet går fra den laterale epikondylen på femur ned til hodet på fibula.

Sidebåndene hindrer hovedsakelig valgus og varusbevegelse av kneleddet. Mellom leddkapselen og synovialhinnen, inne i leddet, går de to korsbåndene. På grunnlag av festet på tibia kalles de for det fremre og det bakre korsbåndet (Dahl og Rinvik, 1999).

Kneets bevegelser

Kneleddet har seks frihetsgrader. Bevegelsene i leddet er hovedsakelig fleksjon og ekstensjon. Tibia kan i tillegg roteres i forhold til femur (Dahl og Rinvik, 1999). Kneets fleksjon og ekstensjonsbevegelse kan deles inn i 3 deler: terminal ekstensjon, aktiv bevegelsesbane og passiv fleksjonsbane (Freeman og Pinskerova, 2005). I terminalfasen, som er definert mellom 20° fleksjon og hyperekstensjon (5-10°), er kontaktflatene forskjellig fra den aktive bevegelsesbanen. Det skjer en koblet bevegelse mellom longitudinal utadrotasjon og ekstensjon av tibia i forhold til femur (Williams og Logan, 2004). Den terminale ekstensjonen benyttes sjelden under gange (Freeman og Pinskerova, 2005). I den aktive bevegelsesbanen mellom 10 og 120° fleksjon er det mulig for tibia å rotere opp til 30° fra utadrotasjon i ekstensjon til innadrotasjon i fleksjon. Når kneleddet er flektert 90° kan tibia rotere 20-30° uten at kneet flekteres. Rotasjonsbevegelsen styres både av leddflatenes form, korsbåndene og av den nevromuskulære kontrollen (Williams og Logan, 2004). Varusbevegelse av tibia i forhold til femur kan skje ved at det blir separasjon lateralt i kneleddet. Valgusbevegelse kan i tillegg til å oppstå ved separasjon medially i kneleddet også oppstå når kneet flekteres på grunn av forskjellig høydenivå mellom laterale og mediale tibiaflate som er i kontakt med femurkondylene (Freeman og Pinskerova, 2007). Den passive fleksjonsbanen starter ved 110 til 120° fleksjon og fortsetter til hva som enn måtte være grensen til subjektet som studeres. Begge femurkondylene beveger seg bakover på de posteriere hornene på menisken og mister kontakt med tibia. Kneet kan kun flekteres aktivt til 120°, men ved hjelp av passive krefter som i knebøy så kan man flektere til 140° (Freeman og Pinskerova, 2007).

Varus og valgus i kneet ved dynamiske bevegelser

I løpet av standfasen i gange skjer det omtrent 5° varus og valgusbevegelse i kneet (Freeman og Pinskerova, 2005). Varus og valgusbevegelse under tobens fallhopp varierer i gjennomsnitt fra 0 til 10 ° (Cortes et al., 2007; Cowley et al., 2006; Earl et al., 2007; Smith et al., 2007).

3.1.1 Fremre korsbånd

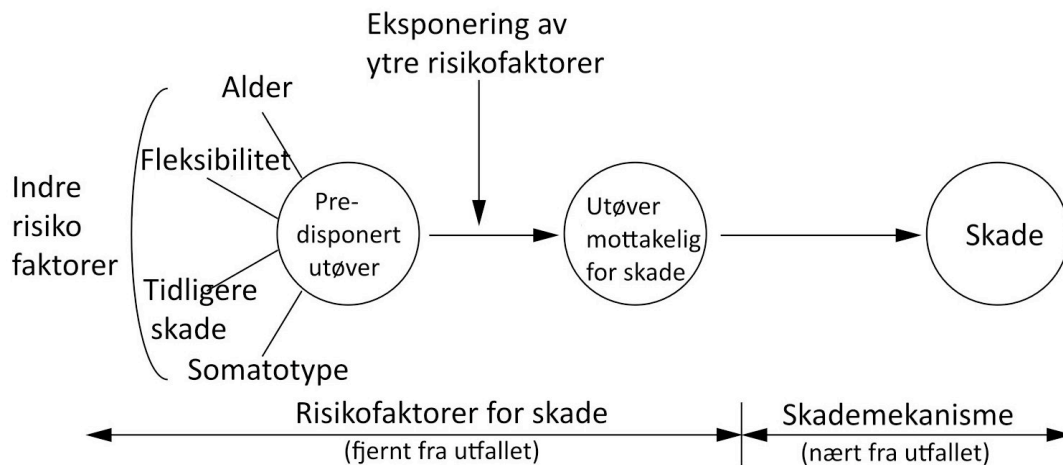
Det fremre korsbåndet har en lengde som varierer mellom 22 og 41 mm (Zantop et al., 2006). Bredden på båndet varierer fra 7 til 12 mm. Det har sitt utspring posteromedialt på intercondylaris anterior på tibia og går bakover, oppover og lateralt og fester seg lengst baktil på medialsiden av den laterale femurkondylen. I alle stillinger av kneleddet vil dette båndet hindre at tibia glir forover i forhold til femur. Det fremre korsbåndet hindrer hyperekstensjonsbevegelse i kneet, anterior tibial translasjon og innadrotasjon av tibia i forhold til femur (Dahl og Rinvik, 1999; Duthon et al., 2006; Zantop et al., 2006). Det fremre korsbåndet deles vanligvis inn i to bunter (Duthon et al., 2006; Zantop et al., 2006). Noen har også delt det inn i tre bunter. Modellen med to bunter har likevel blitt akseptert som den som best illustrerer det fremre korsbåndets funksjon. De to buntene består av en anteromedial og en posterolateral komponent. Fiberbuntene i det fremre korsbåndet strammes forskjellig i ulike deler av kneets bevegelsesbane. Når kneet er strakt, er den posterolaterale bunten stram og den anteromediale slakk. Når kneet flekteres, strammes den anteromediale bunten samtidig som den posterolaterale slakkes (Duthon et al., 2006; Zantop et al., 2006).

3.1.2 Kneleddet og det fremre korsbåndets proprioceptive funksjon

Leddkapselen i kneet er rikt innervert av sensoriske nervefibre. Tykke nervefibre ender i spesielle sanseorganer i leddkapselen og leddbåndene. Disse leddreseptorene informerer sentralnervesystemet om bevegelser og stilling i leddene (Dahl og Rinvik, 1999). Det fremre korsbåndet mottar nervefibre fra de posteriore leddnære delene av n. tibialis. Nervefibrene passerer gjennom bakre leddkapsel og går sammen med synovialhinnen som dekker korsbåndet. Nervefibrene består av mekanoreseptorer som reagerer på strekk og raske bevegelser (Duthon et al., 2006). Ligamentskader kan redusere den proprioceptive funksjonen og forlenge reflekstiden mellom ligament og muskulatur (Duthon et al., 2006; Gabriel, 2007; Krogsgaard et al., 2002).

3.2 *Risikofaktorer for fremre korsbåndsskade i spillesituasjoner uten kontakt med motspiller*

Meeuwisse (1994) utviklet en modell som beskriver alle faktorer som er involvert ved en skade i idrett (Figur 4). Som figuren beskriver så kan skaden oppstå på grunn av én enkelt hendelse, men kan også være resultatet av en interaksjon mellom indre og ytre risikofaktorer.



Figur 4. Modifisert utgave av Meeuwisses multifactorielle etiologimodell.

I en artikkel som presenterer resultatene av et konsensumøte der ledende internasjonale eksperter på fremre korsbåndskader var tilstede, oppsummeres de aktuelle ytre og indre risikofaktorer for skaden (Renstrom et al., 2008). Forfatterne påpeker at det er viktig å ha kunnskap om de bakenforliggende årsakene til skaden for å kunne utvikle effektive forebyggende tiltak samt effektivisere identifiseringen av de mest utsatte utøverne. Ytre risikofaktorer deles inn i spillesituasjon, sko og underlag samt forhold i omgivelsene. Indre risikofaktorer inkluderer anatomiske, hormonelle og nevrologiske risikofaktorer.

3.2.1 Ytre risikofaktorer

Spillesituasjon

En skadesituasjon uten kontakt defineres av Myklebust og kolleger (1998; 2003) som en skadesituasjon der det ikke er kroppskontakt mellom spillerne. Retrospektive studier viser at i basketball og håndball inntreffer fremre korsbåndskade oftere i situasjoner uten kontakt med motspiller enn i situasjoner med kontakt (Arendt og Dick, 1995; Boden et al., 2000; Myklebust et al., 1997; 1998; Strand et al. 1990). Vanligvis er omtrent 70-90% av alle fremre korsbåndskader et resultat av situasjoner uten kontakt med motspiller. Ofte skjer skaden under landing eller ved finter (Boden et al., 2000; Gray et al., 1985; Myklebust et al., 1997; 1998; Olsen et al., 2004; Strand et al., 1990). Motstanderen er ofte i nærheten av den spilleren som skader seg og det kan føre til en forandring i koordinasjonen og plassering av beinet i en utsatt posisjon (Boden et al.,

2009). Skadene som oppstår i håndball skjer ofte når spilleren er i angrepsspill med ballen (Myklebust et al., 1997; 1998; 2003).

Myklebust og kolleger (1997) har vist at forekomsten av korsbåndskader mellom ulike nivå i norsk håndball er forskjellig. Risikoen for korsbåndskade var høyest i de to øverste divisjonene. De anslår at det kan være to til fire ganger flere skader i den øverste divisjonen sammenlignet med de to lavere divisjonene. Dette bekreftes i senere studier der skadeforekomsten i kamp i øverste divisjon er høyere sammenlignet med de lavere divisjonene (Myklebust et al., 2003). I tillegg skjer fremre korsbåndskade oftere i kampsituasjoner enn i treningssituasjoner. I håndball er det mellom 30 og 49 ganger større sjanse for fremre korsbåndsruptur i kamp enn på trening (Myklebust et al., 1998; 2003).

Olsen og kolleger (2004) definerer en kontaktskade som et resultat av et direkte støt mot kneet. Vanligvis er omtrent 30% av alle fremre korsbåndskader et resultat av kontakt mellom spillere (Boden et al., 2000).

Sko og underlag

Risikoen for å skade kneet øker ved raske retningsendringer ofte kombinert med brå oppbremsing av farten, og er foreslått høy ved mye friksjon mellom gulv og sko (Jørgensen, 1984; Myklebust et al., 1997; 1998; Strand et al., 1990). Olsen og kolleger (2003) undersøkte risikoen mellom fremre korsbåndskade og gulvtype. De fant at det for kvinner var 2.35 ganger større sannsynlighet for skade ved spill på kunstdekke i forhold til parkett. Kunstdekke har høyere friksjon enn parkett. Denne sammenhengen mellom spilleunderlag og skade ble likevel ikke sett hos menn. På grunn av få studier er det derfor usikkert i hvor stor grad forholdet mellom sko og underlag påvirker risikoen for fremre korsbåndskade.

3.2.2 Indre risikofaktorer

Anatomiske faktorer

Unormal holdning og skjevstilling av underekstremiteten kan føre til økt strekk på det fremre korsbåndet og kan predisponere en utøver for skade (Renstrom et al., 2008). Det er vist at kvinner har større quadriceps-vinkel enn menn, noe som er foreslått å være en

risikofaktor for skade (Nguyen og Shultz, 2007). Loudon og kolleger (1996) viste at q-vinkel ikke var en faktor som skilte mellom de som hadde pådratt seg fremre korsbåndskade og sammenlignbare kontroller. Dette bekreftes også i to andre studier med samme design (Hertel et al., 2004; Kramer et al., 2007). Ingen av studiene på anatomiske risikofaktorer har benyttet seg av et prospektivt studiedesign, og resultatene her må derfor tolkes med varsomhet.

Kort avstand mellom femurkondylene, det vil si en smal fossa intercondylaris, er foreslått som en viktig risikofaktor for fremre korsbåndskade (Renstrom et al., 2008). En hypotese går ut på at en smalere åpning disponerer for et smalere og svakere korsbånd på grunn av plassmangelen (Hewett et al., 2006b). På grunn av plasseringen av korsbåndet i denne åpningen kan en smal åpning føre til økt strekk på korsbåndet når tibia roteres utover og avklemmes (Fung og Zhang, 2003). Studiene av en smal fossa intercondylaris som risikofaktor viser varierende resultater og er begrenset av studiedesign som enten er matematiske modeller eller er retrospektive.

Pasienter med skade på det fremre korsbåndet er vist å ha større helningsvinkel på tibiaplatået enn en kontrollgruppe (Stijak et al., 2008). I tillegg var det større helning på det laterale tibiaplatået sammenlignet med helningen på det mediale tibiaplatået. Begge disse funnene kan føre til økt anterior glidning og innadrotasjon av tibia når kneleddet er i en vektbærende og lite flektert stilling. Påvirkningen av denne risikofaktoren på fremre korsbåndskade må likevel implementeres med forsiktighet på grunn av få studier.

Myer og kolleger (2008) undersøkte i en prospektiv studie sammenhengen mellom leddlaksitet og risikoen for fremre korsbåndskade hos unge kvinnelige idrettsutøvere. De fant ingen sammenheng mellom økt leddlaksitet i overekstremiteten og skade. Det ble derimot vist at utøvere med økt leddlaksitet i kneet hadde fem ganger høyere risiko for fremre korsbåndskade. Også Uhorchak og kolleger (2003) fant at kvinner med økt leddlaksitet hadde 2.7 ganger større risiko for å pådra seg fremre korsbåndskade sammenlignet med de som ikke hadde økt leddlaksitet. Selv om denne studien ikke involverer idrettsutøvere bør resultatet tolkes med interesse da denne studien er en prospektiv kohortestudie med mange deltakere. Hypotesen om at økt leddlaksitet kan føre til fremre korsbåndskade bekreftes også i en studie av Boden og kolleger (2000)

der pasienter med fremre korsbåndskade hadde signifikant mer genu recurvatum enn sammenlignbare kontroller.

Økt leddlaksitet i foten, pronasjon målt ved navicular drop, er også en faktor som kobles opp mot økt risikofaktor for fremre korsbåndskade. Gjennom retrospektive studier er det foreslått en link mellom stor grad av statisk målt subtalar pronasjon og akutte skader av fremre korsbånd. Beckett og kolleger (1992) fant at 50 deltakere, 11 kvinner og 39 menn, med fremre korsbåndskade hadde mer pronasjon i foten enn 50 sammenlignbare kontroller uten skade. Gruppen med fremre korsbåndskade hadde en gjennomsnittlig navicular drop på 13 ± 4 mm og kontrollene hadde 7 ± 3 mm. De konkluderte derfor med at overpronasjon i fot og ankel kan gi økt risiko for fremre korsbåndskade. Woodford-Rogers og kolleger (1994) målte også pronasjon hos en gruppe med fremre korsbåndskade. Gruppen besto av 14 mannlige amerikanske fotballspillere og 8 kvinnelige basketballspillere og gymnaster. Disse ble sammenlignet med en kontrollgruppe på grunnlag av faktorene alder, kjønn og idrett. De fant signifikante forskjeller på 2 mm navicular drop mellom gruppen med fremre korsbåndskade og kontrollgruppen. Loudon og kolleger (1996) undersøkte sammenhengen mellom statisk holdning i underekstremitetene og fremre korsbåndskade. 20 kvinnelige idrettsutøvere med skade og 20 sammenlignbare kontroller uten skade ble brukt i studien. Pronasjon i foten var en variabel som skilte signifikant mellom gruppen med skade og kontrollgruppen uten skade. To studier med lignende design og størrelse som de foregående konkluderer også med at stor pronasjon kan være én faktor som bidrar til fremre korsbåndskade (Allen og Glasoe, 2000; Hertel et al., 2004). To andre studier som har sett på de samme variablene viser motstridende resultater. Smith og kolleger (1997) fant ingen forskjell mellom en gruppe av 14 menn og kvinner med fremre korsbåndskade og en kontrollgruppe. Dette bekreftes også i en annen studie der 16 deltakere med fremre korsbåndskade ikke hadde mer pronasjon i foten enn kontrollgruppen (Jenkins et al., 2007). Selv om resultatene fra de ovennevnte studiene kan virke overbevisende, må det tas med i betraktningen at utvalgene er små og ingen har utført en studie med et prospektivt design.

Anatomiske feilstillinger er vanskelig å modifisere, og de potensielle påvirkningene av forskning på dette området kan være små. Identifiseringen av de ikke-modifiserbare faktorene er likevel viktig da de kan ha noe å si for vår tilnærming til de modifiserbare

faktorene. Ved å plukke ut utøvere på bakgrunn av anatomiske feilstillinger og undergruppere dem, kan man potensielt effektivisere tiltakene som rettes mot de modifierbare faktorene.

Pronasjon i foten kan modifieres ved hjelp av ortoser (Landorf og Keenan, 2007). Korrigering av pronasjon i foten ved å benytte ortoser er vist å kunne gi små, men signifikante forandringer i den mekaniske funksjonen av underekstremiteten, og har blant annet en viktig rolle i behandlingen av fremre knesmerter (Gross og Foxworth, 2003).

Hormonelle faktorer

Økt leddlaksitet i kneet kan ha en sammenheng med utskillelsen av kvinnelige hormoner (Myer et al., 2008). Østrogen er også foreslått til å være en underliggende årsak til den observerte forskjellen i risiko for fremre korsbåndskade mellom kvinner og menn (Hewett et al., 2006b). Nedsatt styrke i ligamentene på grunn av sykliske variasjoner i den kvinnelige hormonproduksjonen er en mulig mekanisme bak denne årsaken. Möller-Nilsen og Hammar (1989) var de første som rapporterte om sammenhengen mellom de ulike fasene av menstruasjonssyklusen og forekomst av fremre korsbåndskade. Myklebust og kolleger (2003) rapporterer om at det skjer flest fremre korsbåndskader i starten av blødningsfasen. Lignende resultater er vist i en studie av Slauterbeck og kolleger (2002) der flesteparten av skadene skjer i slutten av menstruasjonssyklusen, rett før og i de 2 første dagene av blødningsfasen. Wojtys og kolleger (1998) observerte derimot flere fremre korsbåndskader i den ovulære fasen av menstruasjonssyklusen og færre i blødningsfasen. Også en systematisk gjennomgang av studier som har undersøkt forskjellen i kneleaksitet i de ulike fasene i menstruasjonssyklusen, konkluderer med at kneleddet har størst laksitet i den ovulære fasen (Zazulak et al., 2006). Det ser altså ut til at kvinner er i større fare for å få fremre korsbåndskade i den første halvdel av menstruasjonssyklusen (blødningsfasen og den ovulære fasen) enn i den siste halvdel. Resultatene kan likevel være påvirket av at ingen av studiene som har undersøkt sammenhengen mellom skade og hormonelle faktorer har brukt direkte målemetoder. Resultatene kan også være påvirket av at det er vanskelig å definere de ulike fasene av menstruasjonssyklusen samt hukommelses bias hos subjektene for når de ulike fasene foregikk.

Nevromuskulære faktorer

Mangel på aktiv dynamisk kontroll av kneet er en viktig faktor ved fremre korsbåndskader (Hewett et al., 2005). Den prospektive studien til Hewett og kolleger (2005) viste som sagt at valgus i kneet under landing fra fallhopp kan predikere fremre korsbåndskade. Selv om studien kun hadde en forekomst på 9 tilfeller av fremre korsbåndskade, er det dette studiet som har identifisert den sterkeste faktoren relatert til skaden så langt.

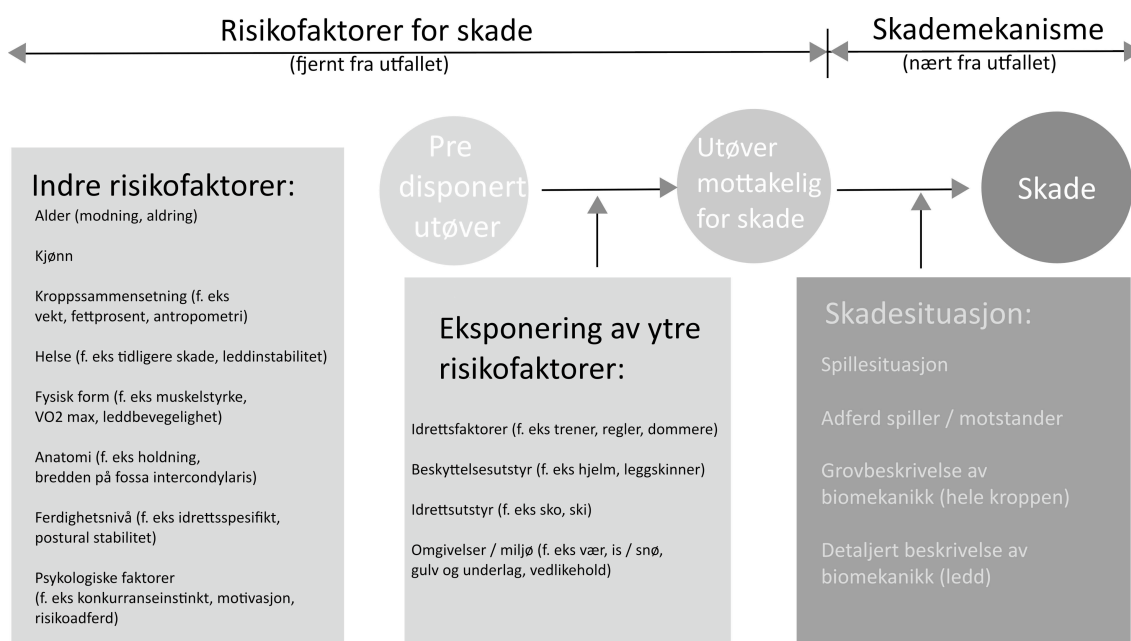
En oversiktsartikkel av Hewett og kolleger (2005b) fremhever at kvinnelige idrettsutøvere har en annen muskelaktiveringsstrategi og også mer dynamisk valgus enn mannlige idrettsutøvere. Hvis ikke den nevromuskulære kontrollen av kneleddet er optimal, kan dette føre til skade på de passive stabiliserende strukturene. Samtidig aktivering av quadricepsmuskulaturen og hamstringsmuskulaturen kan beskytte kneleddet mot både anterior glidning av tibia og økt valgus (Hewett et al., 2006). Også tidspunktet for aktiveringen viktig. Kvinner er vist å ha en forsinket aktivering av hamstringsmuskulaturen og en tidligere aktivering av quadricepsmuskulaturen ved landing sammenlignet med menn (Hewett et al., 2005b). Dette kan føre til anterior glidning av tibia som er en av skademekanismene som diskuteres senere i teksten. Nedsatt rekruttering av mediale deler av quadriceps og hamstrings kan føre til økt valgusstress.

Nevromuskulær kontroll av nærliggende ledd kan også påvirke biomekanikken i kneleddet. I en prospektiv studie ble det funnet at nevromuskulær kontroll av trunkus kunne predikere fremre korsbåndskade hos kvinner, men ikke hos menn (Zazulak et al., 2007). Lateral forskyvning av trunkus ble foreslått å ha sammenheng med valgus i kneet i og med at bevegelsene skjer i samme plan. Jacobs og kolleger (2007) viste at det er sammenheng mellom styrke i hofteabduktorene og valgus i kneet ved ettbeins landinger hos kvinner. I tillegg har kvinner mindre aktivering i stabiliserende muskulatur rundt hofteleddet enn menn ved landing fra fallhopp (Zazulak et al., 2005).

3.3 Skademekanismer

En presis beskrivelse av skadesituasjonen er viktig for å kunne forstå årsakene til enhver idrettsskade (Bahr og Krosshaug, 2005). Figur 5 viser en mer omfattende modell basert på Meeuwisse (1994). Bahr og Krosshaugs (2005) modell baserer seg også på selve

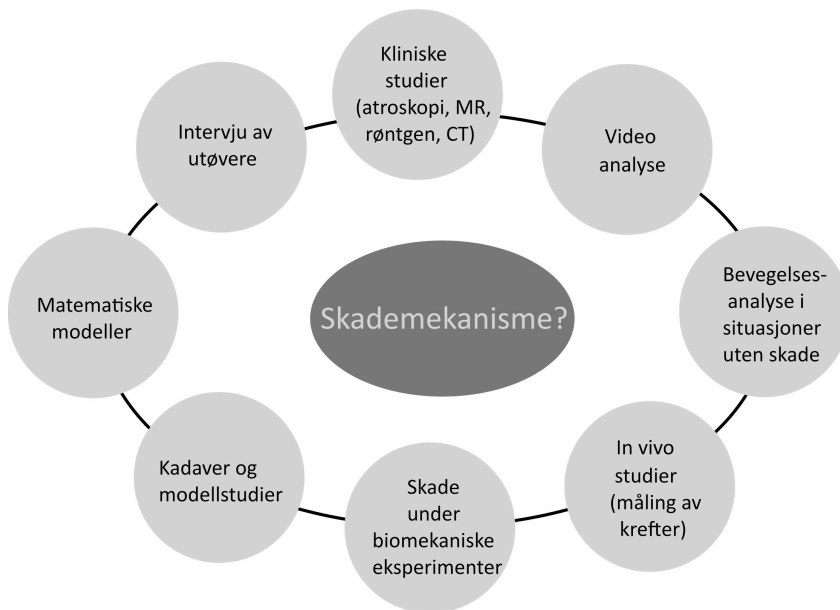
spillesituasjonen, adferden til den skadde spilleren og motstanderen samt helkropps- og leddbiomekanikk som nødvendige komponenter i beskrivelsen av skadesituasjonen.



Figur 5. Sammensatt modell for å kunne beskrive skadeårsaken (modifisert fra Bahr og Krosshaug, 2005).

3.3.1 Forskningsmetoder

Det eksisterer flere forskjellige metoder som kan brukes til forskning på skademekanismer. Krosshaug og kolleger (2005) identifiserte 8 forskjellige forskningsmetoder (Figur 6). Hver av metodene har både muligheter og begrensninger. Ofte vil det å benytte seg av kun én metode ikke gi en tilstrekkelig beskrivelse av skademekanismen. Relevante kombinasjoner av metoder kan derfor være nødvendig (Krosshaug et al., 2005).



Figur 6. *Forskningsmetoder som benyttes til å beskrive mekanismer ved idrettskader (modifisert fra Krosshaug et al., 2005).*

3.3.2 Skademekanismer ved fremre korsbåndskade i situasjoner uten kontakt med motspiller

I forskningsverdenen debatteres det om hva som er mekanismen ved fremre korsbåndskade i situasjoner uten kontakt. Anterior glidning av tibia forårsaket av quadricepskontraksjon (quadriceps drawer), lite knefleksjon, økt reaksjonskraft fra underlaget og valgus i kne kombinert med innad eller utadrotasjon av tibia er aktuelle mekanismer i denne debatten (Shimokochi og Shultz, 2008; Yu og Garret, 2007).

Quadriceps drawer

Yu og Garret (2007) foreslår i sin oversiktsartikkel at biomekanikk i sagittalplanet er hovedmekanismen ved fremre korsbåndskade. Lite knefleksjon, økt quadriceps muskelkraft og posterior reaksjonskraft fra underlaget, som fører til et økt ekstensjonsmoment i kneet, foreslås som årsaker til økt belastning på det fremre korsbåndet. Samme forskningsgruppe konkluderer med at quadriceps drawer må være hovedmekanismen bak fremre korsbåndskade (Kirkendall og Garret, 2000).

I en videoanalyse av 27 skadesituasjoner fra amerikansk fotball, basketball og volleyball konkluderer Boden og kolleger (2000) med at siden fremre korsbåndskade skjer når kneet er nær full ekstensjon under en kraftig oppbremsing eller landing, må quadriceps drawer være en viktig årsak til fremre korsbåndsruptur. Dette bekreftes i en laboratoriestudie av Colby og kolleger (2000) som analyserte biomekanikk ved finter.

De fant at det var høy quadricepsaktivering og lav hamstringsaktivering i begynnelsen av standfasen. Sammen med en liten fleksjonsvinkel kan dette føre til en anterior glidning av tibia i forhold til femur.

DeMorat og kolleger (2004) viste i en kadaverstudie at en stor quadricepsbelastning, når kneet var nær full ekstensjon, førte til en anterior glidning av tibia som i sin tur skadet det fremre korsbåndet. Denne studien ble imidlertid kritisert for å ikke ta hensyn til at reaksjonskraften fra underlaget kan virke som en antagonist til det fremre korsbåndet (McLean et al., 2004). Med en matematisk modell viste McLean og kolleger (2004b) at biomekanikk i sagittalplanet ikke kan ryke det fremre korsbåndet. Samspillet mellom muskler, leddmekanikk og reaksjonskrefter fra underlaget danner et beskyttende tak på belastninger i ligamentet. Denne beskyttende komponenten er tilstede dersom man løper rett frem for så å bremse uten noen retningsforandring. Videoanalyser viser derimot at skadene ofte skjer ved retningsforandringer (Olsen et al., 2004). Dersom man i en vending eller landing er vendt 90 grader på fartsretningen vil man ikke ha denne beskyttende komponenten.

Hamstrings ko-kontraksjoner virker med en posterior kraft på tibia. Sammen med kontraksjon av quadriceps fører det til økte kompresjonskrefter i tibiofemoralledet, som igjen øker knestabiliteten. Beynnon og kolleger (1995) fant at isometriske hamstrings ko-kontraksjoner reduserte strekk på det fremre korsbåndet in vivo med knefleksjoner mellom 15° og 60°. Li og kolleger (1999) viste i en kadaverstudie at hamstrings ko-kontraksjoner ikke førte til mindre anterior glidning av tibia når knefleksjonsvinkelen var mindre enn 30°. At hamstrings beskyttende funksjon på det fremre korsbåndet minskes når kneet er nær full ekstensjon, bekreftes også i flere andre studier (Li et al., 2004; Markolf et al., 2004; Renstrom et al., 1986). I tillegg er det blitt vist i noen studier at vinkelen mellom infrapatellarsenen og den longitudinale akselen til tibia er størst ved små knefleksjonsvinkler (Isaac et al., 2005; Nunley et al., 2003). Dette kan potensielt øke kraften som virker på det fremre korsbåndet ved kontraksjon av quadriceps. Aune og kolleger (1997) stiller spørsmål ved om quadriceps drawer kan være en skademekanisme. De fant at en quadricepskontraksjon kan beskytte korsbåndet mot strekk. Resultatene forklares med at siden patellarsenen omtrent står vinkelrett på tibiaplataet fører quadricepskontraksjonen til at kneleddet komprimeres og derfor

hindrer anterior glidning. Resultatene i denne studien kan være påvirket av at de bare testet quadricepskontraksjonen ved 30° knefleksjon.

Oppsummerer vi ovennevnte studier så kan det se ut som at quadriceps drawer mekanismen er aktuell ved fremre korsbåndskader når kneet er mindre flektert. Da er vinkelen mellom infrapatellarsenen og tibiaplatået større og hamstrings beskyttende funksjon mindre.

Innadrotasjon

Det fremre korsbåndet blir belastet ved innadrotasjon av tibia når kneet er relativt strakt (Duthon et al., 2006; Zantop et al., 2006). I en videoanalyse av skadesituasjoner fra håndball viste Olsen og kolleger (2004) at kneet var nær full ekstensjon og i valgus, kombinert med enten innadrotasjon eller utadrotasjon av tibia. En varusbelastning kombinert med innadrotasjon av tibia er også foreslått som en skademekanisme basert på videoanalyser fra innendørs ballidretter (Ebstrup og Bojsen-Moller, 2000). Markolf og kolleger (1995) foreslår i en kadaverstudie at et innadrotasjonsmoment i kneet kombinert med et varusmoment fører til økt belastning på det fremre korsbåndet når kneet ekstenderer. Et annet kadaverstudie hevder at innadrotasjon og valgus er koblede bevegelser som fører til økt belastning på det fremre korsbåndet (Meyer og Haut, 2008).

I en klinisk studie av Viskontas og kolleger (2008) ble det påvist støtskader i kneleddet etter fremre korsbåndskade ved hjelp av MRI. Det var større skader i de anteriore delene av laterale femurkondyl enn i mediale kondyl. I tillegg var det større skader posterolateralt på tibiaplatået. I følge forfatterne kan dette tyde på at det kan ha vært en innadrotasjon av tibia i skadeøyeblikket. Skader i det posterolaterale hjørnet på tibiaplatået ble også observert i flertallet av de 54 pasientene i studien til Speer og kolleger (1992). Disse funnene på MRI støtter teorien om at det har vært en innadrotasjon av tibia i skadeøyeblikket. I videoanalysen til Boden og kolleger (2000) ble det derimot rapportert om minimal rotasjon i kneet i skadeøyeblikket.

Skademekanismer som involverer rotasjon kan være underrapportert. Hypoteser på skademekanismer er i stor grad basert på videoanalyser av skadesituasjoner. Bevisene for hypotesene er i dag ikke gode nok i og med at det knytter seg relativt store feilkilder til videoanalyser som benytter seg av visuell inspeksjon (Krosshaug et al., 2007).

Spesielt kan måling av rotasjon være problematisk. Selv tredimensjonale bevegelsesanalyser i laboratorier som gir de mest nøyaktige mål på bevegelser har problemer med målinger i transversalplanet. Av alle tre kardinalplan er bevegelser i transversalplanet de mest usikre på grunn av mye bevegelser i huden som markørene er festet på (Reinschmidt et al., 1997). Det kan også være vanskelig for subjektene som skader seg å oppfatte og å huske små bevegelser som rotasjon da det kan ha gått lang tid fra da skaden inntraff og intervjuet ble gjort (Shimokochi og Shultz, 2008).

Valgus / utadrotasjon

Valgus i kne alene eller kombinert med utadrotasjon av tibia er også foreslått å være en årsak til fremre korsbåndsruptur. Olsen og kolleger (2004) observerte i sin videoanalyse at kneleddet ofte hadde stor grad av valgus i finter og landinger som ledet til fremre korsbåndskade. To av tre skadesituasjoner i studien til Ebstrup og Bojsen-Moller (2000) involverte valgus og utadrotasjon av tibia. 9 av 17 skadesituasjoner blant kvinnelige basketballspillere i en videoanalyse av Krosshaug og kolleger (2007b) involverte valguskollaps. Valguskollaps ble beskrevet som at kneet kollapset i valgus medialt. Dette involverte mest sannsynlig en kombinasjon av innadrotasjon i hofte, valgus i kne og utadrotasjon av tibia. I videoanalysen til Boden og kolleger (2000) var det en viss grad av valgus ved oppbremsing før retningsforandring og ved landing på ett bein. Ofte beskrives valgus som en skademekanisme når kneet samtidig er lite flektert (Boden et al., 2000; Krosshaug et al., 2007b; Olsen et al., 2004). Problemet med videoanalyser er at vi ikke med nøyaktighet kan anslå tidspunktet for når skaden oppstod. Vi kan derfor ikke vite om de observerte bevegelsene er det som fører til skade eller om de er et resultat av skaden.

I en kadaverstudie av Meyer og Haut (2008) ble det hevdet at valgus og utadrotasjon var et resultat av at korsbåndet ryker og ikke en årsak til det. I studien fant de at det ved en skademekanisme som involverte innadrotasjon av tibia, ble tibia rotert utover etter at korsbåndet hadde røket. Forfatterne hevder også at valgus kan være et resultat av innadrotasjon av tibia. Når tibia innadrotereres i transversalplanet, beveger femurkondylene seg over tibiaplatået. På grunn av formen på femurkondylene i forhold til tibiaplatået fører dette til valgusrotasjon i sagittalplanet.

Selv om valgus og utadrotasjon vanligvis regnes som en skademekanisme i videoanalyser (Ebstrup og Bojsen-Moller, 2000; Olsen et al., 2004), viser biomekaniske studier at utadrotasjon av tibia kan redusere spenningen i det fremre korsbåndet (Arms et al., 1984; Fleming et al., 2001). Fung og Zhang (2003) viste at det fremre korsbåndet likevel kan ryke ved utadrotasjon hvis det kommer i klem i fossa intercondylaris. De presenterte ved hjelp av en tredimensjonal simuleringsmodell at det ble økt strekk på det fremre korsbåndet ved en kombinasjon av valgus og utadrotasjon, sammenlignet med en kombinasjon av varus og innadrotasjon. Forskjellen oppstod fordi korsbåndet kom i klem i fossa intercondylaris ved utadrotasjon, men det hadde ikke kontakt med kondylene ved innadrotasjon. Vi vet likevel ikke om dette vil skje i en reel situasjon.

I en prospektiv studie som undersøkte risikofaktorer for fremre korsbåndskade hos kvinnelige idrettsutøvere, ble det konkludert med at et høyt valgusmoment i knær ved fallhopp kan predikere risiko for fremre korsbåndskade (Hewett et al., 2005). Valgusvinkelen i landingen fra fallhopp var også 8° større hos de som fikk fremre korsbåndskade sammenlignet med de uskadde.

På bakgrunn av at kvinner har en høyere risiko for fremre korsbåndskade enn menn, er det flere som har undersøkt forskjeller mellom kjønn i grad av valgus ved utførelsen av dynamiske oppgaver. Studier har vist at kvinner lander med større valgusbevegelse og større maksimal valgusvinkel enn menn ved ettbens og tobensfallhopp (Ford et al., 2003; 2006; Kernozek et al., 2005; Russel et al., 2006). I en laboratoriestudie fant McLean og kolleger (2004c) at kvinner hadde mer valgus i kne enn menn ved finter, og at valgus i tillegg økte når man brukte en statisk forsvarspiller. Andre studier fant derimot ingen forskjeller i valgus mellom menn og kvinner ved tobeins landinger etter fallhopp (Cortes og kolleger, 2007; Pappas og kolleger, 2007). Flertallet av studiene finner en kjønnsforskjell i knebevegelsen i frontalplanet. Videoanalysen til Krosshaug og kolleger (2007b) bekrefter dette med at risikoen for en valguskollaps var 5.3 ganger høyere for kvinner enn for menn.

Withrow og kolleger (2006) viste i en kadaverstudie at et valgusmoment kombinert med kompresjon økte belastningen på det fremre korsbåndet med 30% sammenlignet med bare kompresjon. Et argument mot at valgus kan være en mekanisme ved fremre korsbåndskade er at det er det mediale sideligamentet som hovedsaklig hindrer valgus i

kneleddet (Mazzocca et al., 2003). Studien foreslår at det fremre korsbåndet ikke kan ryke ved en valgusmekanisme alene hvis ikke det mediale sideligamentet ryker i tillegg. I tillegg er det høyere aksiale krefter i laterale del av kneet ved valgus. Da er det laterale sidebåndet slakt, mens det mediale sidebåndet er stramt. Dette kan føre til at den laterale delen av tibia glir forover og innadroterer for å dempe reaksjonskreftene fra underlaget (Matsumoto, 1990). Også Shin og kolleger (2009) påpeker at det mediale sideligamentet må ryke ved et rent valgusmoment for at det fremre korsbåndet skal ryke. I tillegg observerte de at kneleddet roterte utover når valgusmomentet økte. Dette grunnet motstanden i skjelett og bløtvev. Alle disse studiene er begrenset av at de enten er matematiske modeller eller kadaverstudier.

Aksial kraft

I sin kadaverstudie viste Meyer og Haut (2008) at tibiofemoral kompresjon kan være en mekanisme som fører til fremre korsbåndsruptur. På grunn av helningen på tibiaplatået førte økt kompresjon til at tibia gled bakover i forhold til femur. En kritikk til denne studien er at de har latt retningen på kraften følge aksen til tibia. Vi vet ikke hvor representativt dette er i forhold til retningen på reaksjonskraften fra underlaget i en virkelig situasjon.

Det er foreslått at kroppen, ved lite ankel- og knefleksjon i sagittalplanet, forsøker å dempe de vertikale reaksjonskreftene som virker i kneet ved å overføre kreftene til frontalplanet og transversalplanet (Boden et al., 2009). I en studie som benyttet seg av videoanalyse diskuterte Boden og kolleger (2009) aksial kraft som en mekanisme ved fremre korsbåndskade. Tjueni skadesituasjoner ble sammenlignet med 27 videoer av kontroller. Bare leddvinkler i sagittalplanet skilte mellom skadede og kontroller. Begge gruppene landet med kneet i valgus, men det var ingen forskjell mellom de to gruppene. De foreslo at landing med flat fot eller hælen først og økt hoftefleksjon kombinert med valgus ga en økt risiko for fremre korsbåndskade. Landingsmekanismene blant de som skadet seg førte til en høy overføring av reaksjonskraften fra underlaget til kneleddet. Landing med flat fot kan føre til en redusert absorpsjon av reaksjonskreftene i og med at kreftene vanligvis dempes ved aktiv bruk av triceps surae i landinger der forfoten har kontakt med underlaget først. Forfatterne foreslo også at den økte hoftefleksjonen reduserte absorpsjonen av overkroppsvekten i hoften. Dette kommer i tillegg til at de dynamiske hoftestabilisatorene (abduktorer og adduktorer) ikke fungerer effektivt som

femurstabilisatorer i en flektert posisjon. Resultatene fra denne studien bør implementeres med varsomhet med tanke på forskjeller mellom skadede og kontroller. Subjektene og kontrollene var ikke gjort sammenlignbare på hverken kjønn, spillesituasjon, bevegelsesoppgave eller landingsteknikk. I og med at skadesituasjonen og kontrollsituasjonen ikke ligner på hverandre kan derfor konklusjonen ha blitt trukket på feilaktig grunnlag. I tillegg bør ikke størrelsen på de målte vinklene tillegges for stor tyngde da det eksisterer flere metodiske problemer ved todimensjonale målinger fra video.

Flere studier viser motstridende resultat mellom menn og kvinner i forhold til leddvinkler i sagittalplanet. Krosshaug og kolleger (2007b) analyserte fremre korsbåndskader med videoanalyse og fant at kvinner landet med større hoftefleksjon enn menn som skadet seg. I tillegg hadde de også større knefleksjon i skadesituasjonen. Videoanalysen med øyemål legger begrensninger på tolkningen av resultatet. Imidlertid kan vi regne med at den systematiske feilen er lik mellom de to gruppene av kjønn. Shimokochi og kolleger (2009) undersøkte biomekanikk i sagittalplanet ved ettbens fallhopp. De foreslo at en landingsstrategi med økt hoftefleksjon muligens kunne stabilisere kneleddet i sagittalplanet og dermed minske belastningen på det fremre korsbåndet. Ved å lene kroppen forover i landingen ble det et høyere plantarfleksjonsmoment i ankel og ekstensjonsmoment i hofte, og mindre ekstensjonsmoment i kneet. Boden og kolleger (2009) kommenterte i avsnittet over at økt hoftefleksjon kunne redusere funksjonen til hoftestabilisatorene, og det er derfor usikkert om denne strategien kan redusere belastningen i andre plan enn sagittalplanet.

Fagenbaum og Darling (2003) rapporterte at kvinner lander fra fallhopp med større grad av fleksjon i kne enn menn. Denne bevegelsesstrategien blir sett på som en faktor som minker risikoen for fremre korsbåndskade, og det kan derfor virke overraskende at studien viser at menn lander mer ekstendert enn kvinner. Kernozek og kolleger (2005) bekreftet disse resultatene og rapporterte om større vinkler i sagittalplanet hos kvinner enn hos menn ved fallhopp. I motsetning viste Schmitz og kolleger (2007) at kvinner landet mer ekstendert i hofte og kne enn menn ved ettbens fallhopp. De forklarer at dette kan føre til økt belastning på passive strukturer i underekstremiteten. At kvinner er mer ekstenderte i hofte og kne under landing fra hopp, bekreftes også i flere andre studier (Decker et al., 2003; Salci et al., 2004;). Også en analyse av finter viste at

kvinner hadde mindre hofte- og knefleksjon enn menn (McLean og kolleger, 2004c). Forfatterne foreslår at forskjellen i fleksjon kan være forklaring på nedsatt kontroll av valgusbevegelsen i kneet hos kvinner.

Oppsummering skademekanismer

Fremre korsbåndskade i situasjoner uten kontakt skjer ofte ved landinger og finter på ett bein. Argumentasjonen i studien til Boden og kolleger (2009) om aksiale krefters overføring til andre plan, gjør at vi må konkludere med at både innadrotasjon, valgus og quadriceps drawer er aktuelle skademekanismer. Kombinert med en høy aksial kraft kan disse alene eller i kombinasjon med hverandre føre til ruptur av det fremre korsbåndet (Shimokochi og Shultz, 2008). På grunn av metodiske problemer kan vi ikke si med nøyaktighet hvilke mekanismer som forekommer i en situasjon som fører til fremre korsbåndskade. Fremtidige studier bør benytte seg av tredimensjonal videoanalyse for at vi med større sikkerhet skal kunne si noe om biomekanikken i alle tre plan i skadesituasjonen (Krosshaug og Bahr, 2005).

3.4 *Ankelleddet og subtalarleddet*

I ankelleddet, art. talocruralis, artikulere tibia og fibula med talus (Dahl og Rinvik, 1999). Tibia danner sammen med fibula en gaffelformet leddflate som griper om trochlea tali ovenfra og fra sidene. Når vi står oppreist på et flatt underlag, passer bredden av valsen på ristbenet nøyaktig til gaffelen. Ved dorsalfleksjon i ankelleddet kommer den fremre bredere delen av valsen inn i gaffelen. Ankelknokkene blir da bendt litt ut fra hverandre og leddet blir mer stabilt pga oppstramming av ligamentene tibiofibulare anterius og posterius. Ved lett plantarfleksjon er bevegeligheten størst i ankelleddet, men sidebåndene strammes slik at gaffelen griper godt om trochlea tali når foten er plantarflektet.

Art. subtalaris er leddet mellom talus på den ene siden og calcaneus og os naviculare på den andre siden (Dahl og Rinvik, 1999). Mellom den fremre kanten av sustentaculum tali og undersiden av os naviculare er det utspent et kraftig bånd, lig. calcaneonaviculare plantare. Sammen med den fremre leddflaten på calcaneus og den konkave bakre leddflaten av os naviculare danner dette en stor leddskål for caput tali. Båndet holder caput tali oppe og er derfor en meget viktig støtte for fotens lengdebue. Forbindelsen mellom de tre knoklene er forsterket av flere andre leddbånd og leddkapselen.

3.4.1 Pronasjon og supinasjon i subtalarleddet

Alle bevegelser mellom talus og calcaneus foregår i subtalarleddet (Dahl og Rinvik, 1999). Bevegelsesaksen starter fra et punkt på lateralsiden av calcaneus og går skrått fremover, innover og oppover til den øvre mediale kanten av caput tali. Subtalarleddet kan da beskrives som et ledd med én akse som går gjennom alle tre kardinalplan. Denne aksen er plassert slik at foten kan absorbere rotasjonskreftene som virker fra leggen på foten (Stagni et al., 2003). Bevegelsene i subtalarleddet blir kalt pronasjon og supinasjon. I lukket kinetisk kjede består pronasjon av calcaneuseversjon og adduksjon og dorsalfleksjon av talus (Sell et al., 1994). Supinasjon er satt sammen av calcaneusinversjon og abduksjon og plantarfleksjon av talus. Siden størstedelen er bevegelse i frontalplanet, brukes eversjon og inversjon ofte som et mål på pronasjon og supinasjon i biomekaniske studier. Normalt sett er to tredjedeler av bevegeligheten i frontalplanet inversjon og en tredjedel eversjon (Rockar, 1995).

I subtalarleddet er det ingen muskler som har utspring og feste mellom knoklene talus og calcaneus (Stagni et al., 2003). Voluntære bevegelser i subtalarleddet avhenger derfor av muskelsener som passerer over leddet. Disse bidrar indirekte til bevegelsene i leddet, men hovedfunksjonen til subtalarleddet er passiv kraftoverføring til nærliggende strukturer (Stagni et al., 2003). Tillman og kolleger (2005) undersøkte i en biomekanisk studie fotens bevegelser i gange, løp, hopp og landing hos kvinner. De viste at det ble mer eversjonsbevegelse, en komponent som bidrar til pronasjon, ved økt belastning. De konkluderer med at foten absorberer en stor del av kreftene i kontaktfasen ved de ulike bevegelsene.

Subtalarleddets funksjon som en kraftoverfører i underekstremiteten kompliserer også bildet av bevegelsen som skjer i leddet. Multiple faktorer som deformiteter i bak- og forfot, vridninger i tibia, tibia varum, genu varus og valgus og hofteposisjon kan trolig bidra til unormale bevegelsesmønstre i subtalarleddet (Mueller et al., 1993).

Normalt bevegelsesmønster i foten ved gange og løp deles inn i svingfasen og standfasen (Tiberio, 1987). Svingfasen er når foten er i luften og forbereder seg på en ny standfase der foten er i kontakt med underlaget. Standfasen innledes ved hælsettet. Da er subtalarleddet lett supinert. Det skjer en pronasjonsbevegelse av subtalarleddet i fasen frem til hele foten er i kontakt med underlaget. Siste del av standfasen er fra

tidspunktet foten er i full kontakt med underlaget og frem til storetåen forlater underlaget i frasparket. I denne fasen frem til frasparket supineres subtalarleddet igjen.

3.5 Subtalarleddet og kneleddet i en lukket kinetisk kjede

Bakre del av foten henger sammen med kneet via tibia, og bevegelser i foten kan påvirke bevegelsene i kneet når de fungerer sammen i en lukket kinetisk kjede. Overpronasjon i foten blir derfor foreslått å være en faktor ved overbelastningsskader og smertetilstander i kneet (Brody, 1982; Hintermann og Nigg, 1998; Powers, 2003). Skader i kneet hos løpere sees ofte i sammenheng med de koblede bevegelsene mellom subtalarleddet, leggen og kneleddet (Duffey et al., 2000; McClay og Manal, 1997; Stergiou et al., 1999). Sammenhengen mellom pronasjon i foten og ruptur av det fremre korsbånd i kneet forklares ofte på bakgrunn av bevegelsen i subtalarleddet som gir innadrotasjonen av tibia (Loudon et al., 1996). Vi vet også at det fremre korsbåndet hindrer anterior translasjon og innadrotasjon av tibia (Cabaud, 1983; Zantop et al., 2006), og det er vist at innadrotasjon av tibia med kneet nær full ekstensjon fører til økt belastning på det fremre korsbåndet (Markolf et al., 1995; Shimokochi og Shultz, 2008). Det kan da tenkes at økt pronasjon i en koblet bevegelse med tibia vil kunne gi økt belastning på det fremre korsbåndet. I tillegg viste Trimble og kolleger (2002) at pronasjon i foten er en faktor som også kan ha sammenheng med anterior glidning av tibia, som også er nevnt som en av skademekanismene ved fremre korsbåndskade. Begrensningene ved denne studien er at de ikke direkte undersøker koblingen mellom pronasjon i foten og belastningen på det fremre korsbåndet, men trekker slutningen ut fra kliniske tester som måler leddenes passive bevegelighet.

Det er vist at eversjon av foten har en nesten lineær sammenheng med innadrotasjon av tibia gjennom hele standfasen under løping (Bellchamber & van den Bogert, 2000). Koblingen mellom pronasjon i subtalarleddet og innadrotasjon av tibia skjer om akser som fører til økt støtdemping i stående, gange, jogging og løping (Cornwall og McPoil, 1995; Gould, 1983; Stagni et al., 2003). Denne koblingen har derfor en funksjon som virker positivt på kroppen i vektbærende stilling og regnes vanligvis ikke som noe unormalt. Hvis derimot pronasjonsbevegelsen er forøket og tiden i pronasjon i standfasen er forlenget, vil det skje en kompensert økning av tibias innadrotasjon (Tiberio, 1987). Innadrotering av tibia i lukket kjede kan da øke belastningen på bløtvevet i og rundt kneet.

McClay og Manal (1997) undersøkte koblede bevegelser mellom foten og kneet i standfasen under løping hos 9 kvinner og 9 menn. De fordelte deltakerne i to grupper ut i fra størrelsen på eversjonsvinkelen i standfasen. Resultatene viste at gruppen med størst eversjonsvinkel, pronasjonsgruppen, hadde signifikant mer innadrotasjon av tibia. Innadrotasjonen i kneleddet var derimot ikke forskjellig mellom de to gruppene, og kan være en indikasjon på at femur kompenserte ved å innadrottere samtidig som tibia. Dette bekreftes også i en studie av Tillman og kolleger (2005) på 20 friske kvinnelige idrettsutøvere. Kneleddsrotasjonen ble vist å være relativt konstant på grunn av koblingen mellom innadrotasjon av tibia og innadrotasjon av femur. Denne studien fant at innadrotasjonen av tibia økte samtidig med økt eversjonsbevegelse i foten når belastningen økte fra gange via løping, hopp og landing. Både McClay og Manal (1997) og Tillman og kolleger (2005) foreslår at kneskader kan oppstå når rotasjonen mellom femur og tibia øker eller er forstyrret på annen måte.

Den koblede bevegelsen mellom pronasjon i foten og valgus i kneet blir mer hypotetisk. Ford og kolleger (2006) undersøkte biomekanikk i underekstremiteten i frontalplanet hos 11 menn og 11 kvinner ved ettbens fallhopp i medial og lateral retning. De fant at kvinner oppnådde mer eversjon i ankelen enn menn i begge typer landinger. I tillegg hadde kvinnene større valgusvinkel i kneet under landingene enn menn. Forfatterne av denne studien foreslår at store utslag i eversjon eller pronasjon kan føre til større valgusbelastninger i kneet og at dette øker skjæringskreftene i det fremre korsbåndet. Kernozek et al. (2005) sammenlignet kinematiske faktorer i kne og ankel mellom 15 kvinner og 15 menn ved tobens fallhopp. De viste også at kvinnelige deltakere landet med mer valgus i kne og eversjon i ankel ved fallhopp enn menn. Begge disse studiene begrenses av at det er få deltakere. I tillegg studeres ikke koblingen mellom eversjon i ankelen og valgus i kneet direkte. Man sammenligner menn og kvinner og trekker hypotetiske slutninger ut i fra forskjellene mellom kjønnene. Eversjonsvinkelen som oppgis er den maksimale verdien som oppnås i løpet av landingsfasen og kobles ikke i tid med valgusvinkelen som også er en maksimalverdi. Det blir derfor bare en antakelse at disse bevegelsene er koblet under fallhoppene.

Hargrave og kolleger (2003) undersøkte i hvilken grad subtalar pronasjon påvirket absorpsjon av kreftene fra underlaget hos friske deltakere gruppert etter fotstilling (supinert, normal og pronert). Resultatene fra denne studien viste at statisk målt

fotstilling hadde liten påvirkning på støtkreftene og absorberingen av disse ved ettbens landinger. De foreslo at den største absorberingen skjedde i sagittalplanet og talucruralleddet og ikke i transversalplanet og subtalarleddet.

På grunn av motstridende resultater i de nevnte studiene kan vi ikke med sikkerhet si at det skjer en koblet bevegelse mellom subtalarleddet og kneleddet under vekt bærende dynamiske bevegelsesoppgaver. I tillegg til at det er gjort for få studier trekkes det ofte slutninger som er basert på antakelser uten å undersøke koblingen mellom de ulike faktorene direkte.

3.6 Fotstilling og nevromuskulær funksjon

Det er fremkommet ny kunnskap om forskjeller mellom menn og kvinner i nevromuskulær og biomekanisk funksjon og risiko for fremre korsbåndskade de siste årene. Hvilken rolle fotstilling spiller inn på disse funksjonene og skaderisiko er fortsatt uklart (Hewett et al., 2006b). For å kunne identifisere utøvere med større risiko for skade er det viktig å øke forståelsen for de potensielt underliggende årsakene som forårsaker dysfunksjon i kneleddet ved dynamiske bevegelser (Shultz et al., 2006).

Holdningsfeil i underekstremiteten som forårsaker biomekaniske forandringer kan påvirke proprioseptiv orientering og feedback fra kneet. Dette er foreslått å kunne resultere i forandret refleksmekanisme og leddstabilisering (Loudon et al., 1996; Shultz et al., 2006).

Foten er den mest distale delen i kroppen og kontaktflaten mellom foten og underlaget er viktig da opprettholdelsen av balansen skjer ved at kroppens tyngdelinje faller innenfor denne understøttelsesflaten. En stiv og supinert fot kan øke kravet til muskulaturen for å holde balansen, i tillegg til at det kan være mindre sensorisk informasjon fra plantarsiden av foten på grunn av mindre areal som er i kontakt med underlaget (Cote et al., 2005). En fleksibel og pronert fot vil kreve mer av det nevromuskulære systemet for å kunne opprettholde en stiv og stabil fot.

Personer klassifisert etter om foten var supinert, normal eller pronert viste forskjellige resultater ved statiske og dynamiske tester av postural stabilitet (Cote et al., 2005).

Personer med pronerte føtter hadde mer bevegelse rundt balansesenteret i foten stående

på ett bein enn de med supinerte føtter. Under en *Star Excursions Balance Test* nådde de med pronasjon lengre i anterior og anteromedial retning enn de med supinert fot, og lengre i anterior retning enn de med normal fot. Personer med supinert fot nådde lengre enn de med pronert fot i lateral og posterolateral retning. Forfatterne foreslo at forskjellene kan være relatert til størrelsen på understøttelsesflaten, plasseringen av tyngdepunktet og leddbevegelighet og ikke til forandret proprioseptiv funksjon. Hertel og kolleger (2002) viste at personer med supinerte føtter hadde dårligere postural kontroll enn personer med nøytral stilling i føttene. De forklarte også resultatene med at supinerte føtter har mindre understøttelsesflate og mindre bevegelighet i subtalarleddet. Tsai og kolleger (2006) viste at både personer med supinerte føtter og personer med pronerte føtter hadde dårligere postural kontroll enn personer med nøytrale føtter. Forfatterne støtter opp om samme mekanisme hos de med supinerte føtter som er foreslått av Cote og kolleger (2005) og Hertel og kolleger (2002). Personer med pronerte føtter har derimot stor understøttelsesflate, men på grunn av mye bevegelighet kan de være ustabile i subtalarleddet. Dette kan være årsaken til at personer med en av disse unormale fotstillingene har forandret postural kontroll sammenlignet med personer som har normal fotstilling.

Det er forsket lite på hvordan en statisk holdningsfeil i foten påvirker den dynamiske leddkontrollen i kneet. Shultz og kolleger (2006) målte nevro-muskulære responser i muskulatur rundt kneleddet ved en pertubasjon i vektbærende stilling. Det ble sett på forskjeller mellom personer som hadde ulik fotstilling. De personene som tenderte mot overpronasjon i foten hadde høyere preaktivering i muskulatur som utadroterer tibia. Postaktiveringen i all muskulatur rundt kneet var også høyere enn i gruppen med personer som hadde supinert fotstilling. Forfatterne foreslo derfor at den overpronerte gruppen brukte dynamiske stabilisatorer til å kontrollere knebevegelsen i større grad enn den supinerte gruppen.

En fallhopptest kan være et nyttig screeningshjelpemiddel for å peke ut utøvere med dårlig knekontroll. Dårlig knekontroll under denne testen er vist å være en disponerende risiko for fremre korsbåndskade (Hewett et al., 2005). Joseph og kolleger (2008) oppnådde signifikant mindre valgus i kne og eversjon i ankel ved fallhopp etter å ha bygget opp medialsiden av foten hos 10 kvinnelige idrettsutøvere med en såle med 5° helning. De foreslår at en slik intervensjon kan forebygge risikoen for fremre

korsbåndskade. Studien til Joseph og kolleger (2008) viser forandringer i knekontroll etter en intervensjon som har som mål å forandre fotstilling. På grunn av et lite antall deltakere i denne studien kan vi allikevel hevde at det fortsatt er uklart i hvilken grad ulike fotstillinger påvirker biomekanikk i kneet ved fallhopp. En større studie på hvordan statisk holdning i foten påvirker biomekanikk i kneet under landing er nyttig for å øke vår forståelse om sammenhengen mellom unormale feilstillinger i foten og fremre korsbåndskader.

4. Metodeteori

4.1 Validitet og reliabilitet

Validitet refererer til en tests egenskaper til å måle det den gir seg ut for å måle. Validiteten kan bestemmes ved en logisk analyse av måleprosedyrene, eller ved å sammenligne den med en test som er kjent for å være valid (Vincent, 2005). Validitet kan kategoriseres i logisk, innholds-, kriterie- eller begrepsvaliditet (Thomas et al., 2005). Logisk validitet er i hvor stor grad en måling involverer ferdigheten som måles. Innholdsvaliditet er ofte nevnt i undervisningssammenheng. Den refererer til i hvor stor grad en test får med alle elementene fra et fag som det er undervist i. Om resultater fra en test henger sammen med en gullstandard eller et kriterie, kalles kriterievaliditet. Begrepsvaliditet er i hvor stor grad en test måler det en forventer at den skal måle basert på teori.

En test kan ikke regnes som valid hvis den ikke er reliabel (Thomas et al., 2005). Reliabiliteten er et mål på om data er reproduserbare og stabile. Den bestemmes vanligvis ved test-retest metoden, hvor den første målingen blir sammenlignet med den andre eller tredje målingen på de samme subjektene under de samme testforholdene (Vincent, 2005). Intrarater reliabilitet undersøkes ved at en testperson gjør samme måling to eller flere ganger på de samme deltakerne. Intertester reliabilitet er i hvor stor grad forskjellige testere kan oppnå samme måleresultater ved testing av de samme deltakerne. Graden av reliabilitet presenteres ved en korrelasjonskoeffisient som går fra 0.00 til 1.00. Jo nærmere koeffisienten er null, dess mindre reflekterer den feilvariasjonen og mer den ekte skåren (Thomas et al., 2005).

Responsiveness er måleinstrumentets evne til å fange opp klinisk viktige forskjeller (Finch et al., 2002). Responsiveness henger sammen med validitet, da det er unaturlig at en test kan måle forskjeller men ikke være valid. Sensitivitet er testens evne til å finne sykdom eller skade hos de som har skade (sanne positive og falske negative). Spesifisitet er testens evne til å finne de som ikke har sykdommen, skaden eller problemet (sanne negative og falske positive).

4.2 Navicular drop test

Det er problematisk å studere dynamisk pronasjon i subtalarleddet ved gange og løping (Hargrave et al., 2003). Den vanligste metoden er å plassere eksterne markører på skoene til subjektene, for så å filme disse under bevegelsen. Studier som benytter seg av tredimensjonale metoder tar vanligvis ikke hensyn til at den virkelige bevegelsen i subtalarleddet foregår i tre plan. Ofte forenkles bevegelsen til inversjon og eversjon i frontalplanet. I tillegg er det mange feilkilder knyttet til det å plassere markører på skoen istedenfor direkte på huden (Hargrave et al., 2003). Vektbærende navicular drop er en alternativ måte å måle pronasjon i subtalarleddet (Mueller et al., 1993).

Knokkellandemerker må benyttes for å kunne undersøke bevegelsen i subtalarleddet. Et slikt landemerke kan være tuberositas ossis navicularis (Brody, 1982). Os naviculares relasjon til subtalarleddet kommer av at både naviculare og cuboid artikulere med talus og calcaneus i det midtre tarsalleddet. Bevegelsen i dette leddet er avhengig av bevegelsen i subtalarleddet (Brody, 1982). Å måle distansen mellom tuberositas ossis navicularis og gulvet er en metode som er mye brukt i klinikken for å undersøke bevegelse og posisjon av subtalarleddet (Sell et al., 1994). Os naviculares bevegelse kan muligens gi mer informasjon om funksjon i foten sammenlignet med målinger av calcaneusbevegelse i frontalplanet (Cornwall og McPoil, 1999). Navicular drop test er et klinisk mål på pronasjon i foten, og er definert som differansen mellom os naviculare og gulvet når foten beveges fra en posisjon der subtalarleddet er i nøytralstilling til full vektbæring i stående (Brody, 1982).

Tredimensjonal bevegelsesanalyse av os naviculare under gange har vist at største delen av bevegelsen skjer i vertikalretningen. Cornwall og McPoil (1999) viste at denne vertikale forskyvningen ligger nært opp til normalverdier oppnådd på navicular drop test. De konkluderer med at resultatene fra studien validerer bruken av navicular drop test som en indikator på os naviculares bevegelse under gange. Både statiske og dynamiske mål på os naviculares vertikale bevegelse kan brukes som et mål på pronasjon og supinasjon i bakre del av foten (Cornwall og McPoil, 1999).

Studier som har sett på reliabiliteten av navicular drop test rapporterer om intrarater reliabilitetsverdier mellom 0.44 og 0.98 (Allen og Glasoe, 2000; Jenkins et al., 2007; McPoil og Cornwall, 1996; Mueller et al., 1993; Nguyen og Shultz, 2007; Picciano et

al., 1993; Reinking et al., 2007; Sell et al., 1994; Shultz et al., 2006; Shultz et al., 2006b; Smith et al., 1997; Vauhnik et al., 2008). Oftest er intrarater reliabiliteten mellom 0.80 og 0.90. Noen studier tar også med *standard error of measurement* (SEM) i sin fremstilling. Standard målefeil mellom målingene utført av én testutøver varierer fra 0.4 mm til 2.7 mm. Interrater reliabiliteten på navicular drop test varierer fra 0.57 til 0.95 (Picciano et al., 1993; Sell et al., Shultz et al., 2006b; 1994; Trimble et al. 2002). Standard målefeil mellom testutøvere varierer fra 1.4 mm til 2.7 mm.

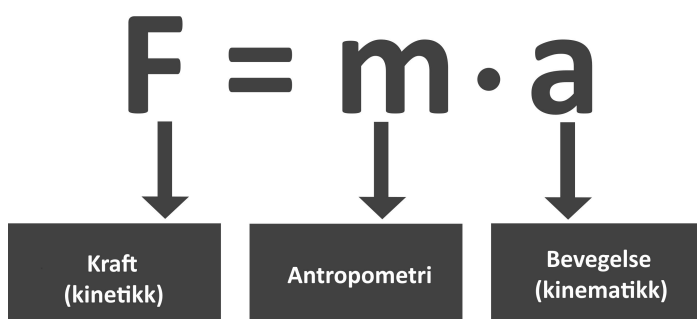
I sin originalstudie angir Brody (1982) at en verdi på 10mm er normalt og at over 15 mm på navicular drop test er unormalt. Det fremkommer ikke noe mål på reliabiliteten på testen eller informasjon om hvilken gruppe målene gjelder for. Basert på en studie med 22 kvinner og 7 menn mener Mueller et al. (1993) at verdier over 10 mm må regnes som unormalt. Normative data fra studier utført på voksne idrettsutøvere uten skade angir at en normal navicular drop ligger mellom 6 og 10 mm (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Mueller et al., 1993; Nguyen og Shultz, 2007; Smith et al., 1997; Trimble et al., 2002; Vauhnik et al. 2008). Gjennomsnittsverdier hos idrettsutøvere med fremre korsbåndskade varierer fra 6 til 13 mm (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Jenkins et al., 2007; Smith et al., 1997; Vauhnik et al., 2008). Det er liten variasjon i navicular drop mellom kvinner og menn (Beckett et al., 1992; Nguyen og Shultz, 2007; Trimble et al., 2002). Studier som undersøker effekter av forskjellig fotstilling deler ofte deltakerne inn i tre grupper. Personer med navicular drop verdier under 6 mm plasseres ofte i en supinasjonsgruppe, personer med navicular drop verdier mellom 6 og 9 mm karakteriseres som normale og de med en verdi over 9 mm plasseres i en pronasjonsgruppe (Hargrave et al., 2003; Loudon et al., 1996).

Shultz og Nguyen (2007) fant i sin studie bilaterale forskjeller på navicular drop test på 100 subjekter. De anbefaler at begge underekstremitetene måles når de er inkludert i screening før en sesong eller i en prospektiv studie. Andre studier viser derimot ingen bilaterale forskjeller mellom høyre og venstre side hos friske (Beckett et al., 1992; Jenkins et al., 2007; Smith et al., 1997). Studier som har sett på navicular drop hos utøvere med fremre korsbåndskade har vist både signifikant høyere navicular drop på skadet side (Beckett et al., 1992) og ingen bilaterale forskjeller (Jenkins et al., 2007).

4.3 Tredimensjonal bevegelsesanalyse

Direkte målinger av krefter og momenter fra ledd og muskler er problematisk. Direkte målinger av krefter som virker på det fremre korsbåndet kan likevel gjøres med en *DVRT (Differential variable reluctance transducer) strain gauge* (Cerulli et al., 2003; Fleming et al., 2001). Metoden har sine begrensninger i og med at det må gjøres et invasivt inngrep for å få plassert måleutstyret inne i kneleddet. Det invasive inngrepet legger også begrensninger på hvilke øvelser som velges. Én case med et kort ettbens hopp er den mest utfordrende bevegelsen som er blitt målt så langt (Cerulli et al., 2003). Som et alternativ til direkte målemetoder er metoden *invers dynamikk* blitt utviklet. Invers dynamikk forener grenene kinematikk og kinetikk innenfor mekanikken, og selve prosessen går ut på å bestemme krefter og momenter indirekte ut i fra disse to hos legemer i bevegelse (Vaughan et al., 1999). Metoden kan ikke gi oss svar på kreftene i spesifikke anatomiske strukturer, men vi kan gjennom metoden måle den samlede effekten av alle de interne kreftene og momentene som virker i flere ledd. Vi kan da si noe om hvor stor størrelse det må være på de totale kreftene og momentene for at det skal skapes bevegelse (Robertson et al., 2004). Det finnes flere alternativer i de ulike prosessene som inngår i invers dynamikk. I teksten under presenteres de komponentene som ble benyttet i denne studien.

Teorien bak invers dynamikk baserer seg på Newtons andre lov (Figur 7). I tredimensjonal bevegelsesanalyse måler vi antropometriske data og bevegelse. Ved hjelp av Newtons andre lov finner vi deretter kraften som forårsaket bevegelsen (invers dynamikk).



Figur 7. Invers dynamikk baserer seg på Newtons andre lov. *F* er kraft (kinetikk), *m* er legemets masse (antropometri) og *a* er legemets akselerasjon (kinematikk).

For at utregningene skal kunne utføres må virkeligheten forenkles med en matematisk modell. Modellen vi benyttet i denne studien deler kroppen opp i 13 segmenter (Yeadon, 1990). Alternative modeller kan bestå av opp til 15 og 17 segmenter (Hanavan, 1964; Hatze, 1980). Kroppssegmentene ble forutsatt å være rigide legemer i modellen vi benyttet. Andre alternativer ville vært å benytte seg av *mass-spring models*, der segmentmassene henger sammen med en eller flere fjærer. Denne modellen benyttes oftest ved beskrivelser av løping, hinking og andre repetitive bevegelser. I vårt tilfelle tyder studier på at *wobbling mass models* beskriver bevegelser med støtkrefter bedre enn modellen med rigide segmenter (Liu og Nigg, 2000). Disse modellene består av sammenhengende masser, fjærer og dempere.

Lengden på segmentene defineres ut i fra plasseringen av de ulike leddsentra og er avstanden mellom det distale og proksimale leddsenteret på det respektive segmentet. Definisjonen av hofteleddsenteret er en kritisk faktor i invers dynamikk og kan bestemmes ut i fra kadaverstudier (f. eks Dempster et al., 1955) eller ved hjelp av funksjonelle metoder der markører benyttes for å bestemme segmentenes rotasjonssenter (Camomilla et al., 2006). Hofteleddsentrum ble definert i vårt studie ved hjelp av Bells metode (Bell et al., 1990). Den er sammensatt av to tidligere modeller (Andriacchi og Tylkowski) der hofteleddsenteret bestemmes ut i fra palpable landemerker. De to modellene bestemmer leddsenteret i hvert sitt plan og settes sammen for å si noe om den tredimensjonale plasseringen av hofteleddsenteret. Ved hjelp av begge disse to metodene fant Bell og kolleger (1990) at hofteleddsenteret kunne predikeres med en nøyaktighet på 1.07 cm i fra den virkelige plasseringen.

Estimeringen av kne- og ankelleddsentra er mer nøyaktig enn hofteleddsenteret. Kneleddsenteret ble definert til å være plassert midt mellom mediale og laterale epikondyl og dette ble bestemt ved å måle bredden på kneet (Davis et al., 1991). Ankelleddsenteret ble definert til å være plassert én centimeter distalt for midtpunktet mellom mediale og laterale malleol (Eng og Winter, 1995). Aktuelle feilkilder knyttet til denne metoden er identifisering og plasseringen av markøren på epikondylen eller malleolen. Della Croce og kolleger (2005) skriver i sin oversiktsartikkel at bestemmelsen av mediale og laterale epikondyl kan variere med 10 mm mellom forsøk utført av en tester og opptil 19 mm hvis flere testere sammenlignes. Bestemmelsen av

mediale og laterale malleol i ankel er omtrent 3 mm mer nøyaktig enn bestemmelsen av femurkondylene.

Segmentenes bevegelse kan kalkuleres mer nøyaktig ved hjelp av 3 eller flere markører på segmentet (Söderkvist et al., 1993). En landingssituasjon inneholder mye absorbering av krefter fra underlaget og kan føre til mye uønsket bevegelse i bløtvevet og segmentene. Ved å bruke flere markører kan man benytte lokal optimering for å minimere feilkilder som oppstår på grunn av bevegelser i bløtdelsvevet. Ved å regne ut aksene til segmentene fra markørene som plasseres på hvert segment kan feilene som oppstår begrenses når segmentenes referanserammer bestemmes. Denne metoden minimerer feil som oppstår når markørene beveger seg i forhold til hverandre, men dersom hele clusteret beveger seg i forhold til beinet vil ikke denne metoden hjelpe. Söderkvist-kalkuleringen ble utført på bekkenet, låret, leggen og foten i vår studie.

Grood og Suntays (1983) metode for leddkoordinatsystem ble brukt til å regne ut leddvinkler. Denne tilnærmingen benytter seg av én koordinat for hver akse i hver av de to segmentene som utgjør leddet. I kneet blir den longitudinale aksene i leddkoordinatsystemet til den longitudinale aksene i det distale segmentet. Aksene med retning lateralt i leddkoordinatsystemet blir den laterale / mediale aksene i det proksimale systemet. Den tredje aksene er en flytende akse som er kryssproduktet av den longitudinale og laterale aksene og ligger derfor vinkelrett på planet disse to aksene former. Fleksjon og ekstensjon er en rotasjon om den laterale aksene til det proksimale segmentet. Valgus og varus er en rotasjon om den flytende aksene, og innad- og utadrotasjon er rotasjon om den vertikale aksene i det distale segmentet.

Modellen kan ikke bestemme kraften i individuelle muskler, men kun over ledd. Leddene modelleres som friksjonsfrie kuleledd. Det finnes matematiske modeller som inkluderer individuelle muskler og leddbånd, men disse er tidkrevende og inkluderer røntgen og MR for å få en nøyaktig tredimensjonal beskrivelse av skjelettet (Komistek et al., 2005). I tillegg er modellene komplekse og trenger ytterligere validering før de kan tas i bruk.

Utrekningen i invers dynamikk starter i det mest distale segmentet hvor kreftene som virker er kjente eller lik null. De er null når segmentet ikke er i kontakt med

omgivelsene, for eksempel når foten er i svevfasen. Når foten er i landingsfasen og har kontakt med underlaget, må vi vite størrelsen og angrepspunktet for reaksjonskraften fra underlaget (GRF). De opplysningene får vi som regel fra en kraftplattform (Robertson et al., 2004).

Ved tredimensjonale bevegelser brukes kinematiske opplysninger og opplysninger fra antropometrimålingene for å kalkulere de samlede kreftene og momentene i leddene. Denne prosessen tar i bruk Newtons andre lov som går ut på at man enten summerer effektene av mange faktorer eller behandler dem individuelt. Eksempelvis kan vi dele underkstremiteten inn i lår, legg og fot. Ved å bruke Newtons andre lov kan vi bestemme kreftene som virker i leddene ut i fra målte størrelser på GRF, samt akselerasjon og masse til segmenter. Denne metoden kalles Newton-Euler-metoden og går ut på å se på sammenhengende segmenter.

Man starter med det mest distale segmentet og fortsetter proksimalt. Det virker en kraft i anteroposterior retning (y), en kraft i mediolateral retning (x) og en kraft i vertikal retning (z). Hvert segment har 6 frihetsgrader, 3 i rotasjon og 3 i translasjon. Kalkuleringen starter med de distale segmentene og stegvis bestemmelse av krefter og momenter i proksimale ledd. For hvert ledd benyttes Newton-Euler-metoden til å beregne reaksjonskraften. Ankelreaksjonskraften kan regnes ut slik:

$$\sum F = m \vec{a}$$

$$\vec{R}_{\text{ankel}} = m \vec{a}_{\text{cm}} + m \vec{g} + \vec{F}_{\text{grf}}$$

\vec{R}_{ankel} er vektoren for ankelreaksjonskraften, m er fotens masse, \vec{a}_{cm} er massesentrumets akselerasjonsvektor, \vec{g} er tyngdekraftens akselerasjonsvektor og \vec{F}_{grf} er reaksjonskraften fra underlaget. Vektorene har komponenter i både x, y og z-retningen. Kinematiske data brukes for å beskrive segmentenes akselerasjon i x, y og z-retningen. Kinetiske data gir oss størrelsen og retningen på reaksjonskraften fra underlaget.

Kalkuleringen av ankelmomentet i en tredimensjonal analyse regnes ut om segmentets massemidtpunkt (CoM) og ser slik ut:

$$m_{\text{ankel}_x} = I_{xx}\alpha_x + (I_{zz} - I_{yy}) \omega_{zz}\omega_{yy} - m_{\text{GRF}_x} - m_{\text{jrf}_x} - t_x$$

$$m_{\text{ankel}_y} = I_{yy}\alpha_y + (I_{xx} - I_{zz}) \omega_{xx}\omega_{zz} - m_{\text{GRF}_y} - m_{\text{jrf}_y} - t_y$$

$$m_{\text{ankel}_z} = I_{zz}\alpha_z + (I_{yy} - I_{xx}) \omega_{yy}\omega_{xx} - m_{\text{GRF}_z} - m_{\text{jrf}_z} - t_z$$

I_{xx} , I_{yy} og I_{zz} er komponenter av treghetsmomentvektoren bestemt ut i fra Yeadon (1990) som igjen baserer sine tetthetsverdier på Dempster og kolleger (1955). α_x , α_y og α_z er komponenter av den segmentelle angulære akselerasjonen. ω_{xx} , ω_{yy} og ω_{zz} er komponenter av den segmentelle hastigheten. m_{grf_x} , m_{grf_y} og m_{grf_z} er komponenter av momentet skapt av GRF. m_{jrf_x} , m_{jrf_y} og m_{jrf_z} er komponenter av momentet skapt av leddreaksjonskraften. t_x , t_y og t_z er momenter fra underlaget.

Kinematikk

Kinematikk er studiet av legemer i bevegelse og gjøres uten å ta hensyn til årsaken til bevegelsen. Det handler om å kvantitativt beskrive legemers translasjon og rotasjon. Sentralt står også begreper som hastighet og akselerasjon (Robertson et al., 2004).

De kinematiske dataene hos håndballspillerne som utførte en dynamisk bevegelse ble registrert ved hjelp av et bevegelsesopptaksystem. Dette systemet brukte kameraer som filmet bevegelsene av markører som var festet til personen i bevegelse. Ved hjelp av *direct linear transformation metoden* (DLT), introdusert av Abdel-Aziz og Karara (1971), bestemmes de tredimensjonale (3D) koordinatene til markørene ut i fra to eller flere todimensjonale (2D) bilder av dette punktet. Markørene plasseres vanligvis over kjente og definerte knokkellandemerker. Ved hjelp av manuell eller automatisk digitalisering kartlegges landemerkenes koordinater. Hvert av de digitaliserte landemerkene må vises i minst to kameraer. Det er fra disse parene med 2D-koordinater at man kan regne ut 3D-koordinatene. Ut i fra opplysninger om landemerkenes posisjon i forhold til tiden, kunne vi regne ut de respektive markørenes linjære hastighet og akselerasjon (Robertson et al., 2004).

Antropometri

Det er flere ulike kilder som omhandler definering av segment og segmenters treghetsparametere. Disse kildene har brukt ulike metoder for å samle dataene:

kadaverstudier, matematiske modeller, røntgen og bildemetoder samt kinematiske målinger. Det anbefales å bruke data fra en populasjon som er nærliggende det subjektet som studeres (Robertson et al., 2004). Reid & Jensen (1990) anbefaler å legge mest vekt på alder og kjønn ved valg av kilde for BSP.

Treghetsparameterne for segmentene ble estimert ut i fra 86 målinger av segmentenes lengder, omkretser og bredder. Tetthetsverdier for foten ble basert på Zatsiorsky og Seluyanov (1983), mens leggen og låret ble modellert ut i fra verdier oppgitt av Dempster og kolleger (1955). Ut i fra disse opplysningene kan man regne ut plasseringen av massemidtpunktet i hvert segment langs linjen mellom de to leddsentra som definerer segmentet.

Kinetikk

Kinetikk er studiet om kreftene og dreiemomentene som årsaken til legemers bevegelse (Robertson et al., 2004). Utstyr som måler krefter har sensorer som registrerer deformeringen i materialer via en elektronisk krets. Kraftplattformen er den vanligste kraftmåleren. Den er installert i grunnflaten og måler reaksjonskraften fra underlaget (GRF) tredimensjonalt. Kraftplaten gir også opplysninger om koordinatene til reaksjonskraften (Robertson et al., 2004).

Feilkilder i invers dynamikk

Kombinasjonen av GRF, kinematiske og antropometriske data har mange kilder til feil ved kalkulering av krefter og momenter i ledd. For å begrense at invers dynamikk-metoden gir oss feil resultater, er det ekstremt viktig å evaluere hvert enkelt ledd som bidrar i utregningen. Kjennskap til feilkildene fører til at vi får økt kontroll med dem. Av alle parameterne som bidrar i invers dynamikk er data fra GRF sannsynligvis de mest nøyaktige og reliable (Kuo, 1998). Dette er viktig å ta med seg da GRF har en stor betydning for resultatet av kalkuleringene.

Det er flere kilder til feil i opptaksdataene fra kinematikken. Noen feilkilder er knyttet til kameraets spesifikasjoner. Eksponeringstid, opptakshastighet og lysforhold er alle viktige egenskaper ved kameraet. Vanligvis er feilene svært små når det gjelder instrumenteringen. Produsentene opererer med at måleutstyret har en nøyaktighet på 1:3000 av diagonalen til måleområdet (Chiari et al., 2005). Nyere kameraer har bedre

oppløsning som tillater mindre markører og lengre avstander mellom markører og kamera.

Man kan få feil på grunn ulike differensierings- og optimaliseringsmetoder, og en følge av digitaliseringsprosessen er at det kan oppstå støy i datasignalet. De numeriske kalkuleringene av hastighet og spesielt akselerasjon gir resultater som inneholder høyfrekvent støy. Støyen kan for eksempel gjengi høye akselerasjonsdata når bevegelsen som studeres egentlig har null akselerasjon. Denne høyfrekvente støyen kan reduseres ved hjelp av forskjellige optimaliseringsmetoder, som for eksempel et low-pass Butterworth filter. Alle de vanligste filtreringsmetodene antar at menneskelig bevegelse er stasjonær, noe som ikke er en realistisk antagelse. Idrettsaktiviteter kan ha en dramatisk forandring av frekvensinnhold på grunn av overføringene fra høyfrekvente til lavfrekvente komponenter over tid. Giakas og Baltzopoulos (1997) sammenlignet 6 forskjellige filtreringsmetoder og fant at ingen av metodene presterte best i alle situasjoner som ble testet. Generelt sett så viste det seg at spline-funksjoner og generaliserte kryssvalideringspakker ga de mest akseptable resultatene. Kunnskap om forutsetningene og begrensningene for hver metode samt karakteristika i egne data bør vurderes nøye ved valg av metode.

Invers dynamikk gir ikke informasjon om den enkelte muskels aktivitet. Ko-kontraksjon av agonist og antagonist er et kjent problem blant annet hvis et ledd holdes i ro. Da gir modellen oss et svar som angir null muskelbruk, når agonisten og antagonist egentlig kan skape like, men motsatt rettede moment. Dette kan til en viss grad kontrolleres ved hjelp av EMG-målinger. Modellen tar heller ikke hensyn til flerledds-muskler, selv om dette forekommer i mange av kroppens ledd (Robertson et al., 2004). I tillegg forutsettes segmentene å være rigide. Hvis segmentene ikke er rigide vil de dempe kreftene som virker på dem. Segmenter som låret og leggen er relativt rigide da de består av ett bein. Truncus og foten er derimot mindre stive, da man i biomekanikken har forenklet dem ved å slå sammen flere bevegelige deler til ett rigid segment. At bløtdelsvevet kan bevege seg uavhengig av skjellet er heller ikke tatt hensyn til. Dette kan spesielt være en feilkilde proksimalt på låret hvor det er mye muskulatur. Gruber og kolleger (1998) viste blant annet at analyser som baserer seg på modeller der segmentene forenkles til rigide legemer får store feil ved utregning av krefter og momenter. Menneskekroppen består av mange små deler som ikke er rigide.

Bløtdelsvevet vil blant annet bevege seg uavhengig av det underliggende skjelettet og absorpsjonen av kreftene kan skje både her og i leddene. En modell med rigide segmenter vil derimot kun dempe kreftene gjennom leddene. Forfatterne viste at dette var spesielt viktig i starten av kontaktfasen der dempingen av kreftene er størst.

Systematiske feil som for eksempel feilplassering av markørene kan være lettere å kontrollere enn bevegelsene av bløtdelsvevet. Likevel er det potensielt store feilkilder ved identifiseringen av anatomiske landemerker (Della Croce et al., 2005).

Bestemmelsen av trochanter major på femur kan variere opp til 18 mm mellom forsøkene utført av én tester. Det bør derfor legges vekt på å tilegne seg god kunnskap om kroppens anatomi, palpasjonsegenskaper og nøyaktighet.

Bevegelser i bløtdelsvevet er de største feilkildene ved bruk av tredimensjonale metoder på grunn av at det benyttes hudmonterte markører (Leardini et al., 2005). Disse tilfeldige feilene er vanskelige å kontrollere på grunn av ikke-systematiske bevegelser i bløtdelsvevet. Reinschmidt og kolleger (1997) målte forskjellen i kinematikken mellom forsøk der markører var montert direkte på skjelettet eller huden. De fant blant annet at størstedelen av den målte knerotasjonen i gange var på grunn av bevegelser i bløtdelsvevet og ikke i kneleddet. Det var over 60% forskjell i kinematikken mellom de to markørmetodene i frontalplanet og transversalplanet. Kinematikk i sagittalplanet varierte med 21% mellom de to metodene og var mest nøyaktig. Fuller og kolleger (1997) viste at hudmonterte markører på beinet kunne bevege seg opp til 20 mm i forhold til det underliggende landemerket på skjelettet. Det ble funnet størst feil i markørene plassert på femur. Det er vanskelig å skille mellom bevegelser i bløtdelsvevet og i skjelettet ved hjelp av filtrering, da bevegelsesfrekvensene er noenlunde de samme (Leardini et al., 2005).

Ford, Myer og Hewett (2007) undersøkte reliabiliteten ved målinger av tredimensjonal kinematikk og kinetikk under landing fra tobens fallhopp. De målte både variasjoner i samme sesjon og ved 7 ukers mellomrom. Resultatene viste at målinger i samme sesjon var mer reliable enn mellom sesjoner. Det var ingen forskjell i reliabilitet for de kinematiske målingene i sagittal, frontal og transversalplanet. Målingene av momentene var mer reliable i sagittalplanet enn i de to andre. Forfatterne konkluderer med at målinger i sagittalplanet og i frontalplanet har god reliabilitet. Studier som har undersøkt

reliabilitet av tredimensjonale målinger ved løping og gange har vist at målinger i frontalplanet og i transversalplanet er mindre reliable enn målinger i sagittalplanet (Besier et al., 2003; Ferber et al., 2002). Måling av reliabiliteten i disse studiene relateres ikke bare til selve målingene og feilkildene som er nevnt, men også til subjektens utførelse. Hopp og finter kan variere fra forsøk til forsøk alt etter motivasjon og intensitet hos subjektet.

Hver enkelt prosess og feilkilde i invers dynamikk kan relateres til hverandre. De kinematiske dataene som trengs for å kalkulere leddmomenter avhenger i stor grad av plasseringen av markørene og bevegelser i bløtdelsvevet. Kalkulering av leddsentrum ut i fra markørens posisjon påvirker leddsentrumets plassering som igjen påvirker plasseringen av segmentets massemidtpunkt. Massemidtpunktet er utgangspunktet for utregningen av lengden på momentarmen. Feil i momentarmene gir feil momenter når de kombineres med GRF. Sjansen for feil er størst proksimalt når vi vet at proksimale krefter og leddmomenter avhenger av de distale (Robertson et al., 2004).

Begrensningene presentert her gjør ikke dataene fra invers dynamikk ubrukelige, de bare begrenser bruken av dem (Robertson et al., 2004).

5. Metode

5.1 Design av studien: Risikofaktorer for korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en prospektiv kohortstudie

Studien startet ved Norges Idrettshøgskole i 2007 og pågår fortsatt. Målet med studien har vært å kartlegge ulike biomekaniske, anatomiske og nevromuskulære faktorer som kan predikere risikoen for en fremtidig fremre korsbåndskade. Spillerne har gjennomført tester i 2007 og 2008 og vil gjennomføre de samme testene i 2009 og 2010. Fremre korsbåndskader som har oppstått og som oppstår underveis registreres fortløpende. Tredimensjonal bevegelsesanalyse av tobeins fallhopp og finter for å beskrive bevegelsesmønsteret i underekstremitetene har vært et av hovedfokusene i denne studien. Tester for isokinetisk muskelstyrke i quadriceps og hamstring, én repetisjon maksimum benpress, isometrisk muskelstyrke hofteabduksjon, hamstringslengde, navicular drop, genu recurvatum, knelaksitet, balanse og nevromuskulær kontroll ble utført i tillegg. Tredimensjonal bevegelsesanalyse av tobeinsfallhopp og målingen av navicular drop danner utgangspunktet for denne masteroppgaven.

5.1.1 Subjekter

Alle lag i den norske eliteserien for kvinner i håndball og det norske håndballandslaget ble invitert til å delta i studien. Norges Håndballforbund ble kontaktet på forhånd for å få støtte til prosjektet. Trenerne for de ulike lag ble kontaktet på telefon med spørsmål om deres lag ønsket å være deltaker i denne studien. Hvis et lag ønsket å delta, ble det avtalt tidspunkt for når testingen av laget skulle foregå. Skriftlig informasjon om studien ble sendt til klubbene og de respektive spillerne (Vedlegg 1). Etter ankomst Norges Idrettshøgskole på testdagen fikk spillerne ytterligere informasjon og signerte en samtykkeerklæring om deltakelse i studien (Vedlegg 2). Spillere med alder under 18 år måtte ha tillatelse fra foresatte for å kunne delta.

Håndballspillerne som deltok i denne studien ble testet våren og sommeren 2007. Det ble totalt testet 186 spillere fra 12 ulike lag (Tabell 1). Spillere som var skadet eller ikke spilleklare for trening eller kamp ble ekskludert fra deltakelse i studien.

Tabell 1. Demografiske data for alle spillere. Tabellen viser gjennomsnitt og standardavvik (SD) for alder, høyde og vekt.

	N	Alder (år)	Høyde (m)	Vekt (kg)
Alle spillere	186	21,89 ± 3,99	1,73 ± 0,07	69,50 ± 7,56

5.1.2 Ethiske betraktninger

Studien ble godkjent av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk, Sør-Øst-Norge (REK Sør-Øst), og ble rapportert til Norsk samfunnsvitenskapelige datatjeneste AS (Vedlegg 3 og 4). Risikoen for skade under testingen ble vurdert som lik eller lavere enn risikoen for skade når spilleren deltar på vanlig håndballtrening. Myklebust et al. (1997; 1998) har vist at risikoen for skade er lavere under trening enn i kampsituasjoner. De dynamiske bevegelsesoppgavene, finter og hopp, som ble brukt som utfallsmål i de tredimensjonale bevegelsesanalysene var vanlig øvelser for håndballspillere. Det var derfor ikke knyttet noen større risiko for skade under testing enn skaderisikoen ved en vanlig trening for håndballspillerne.

5.2 Testprosedyre

Hvert håndballag var én hel dag på Norges Idrettshøgskole. Spillerne forflyttet seg i par mellom de ulike teststasjonene. Det ble utført oppvarming på hver teststasjon. I den prospektive kohortestudien ble det gjort undersøkelser av flere faktorer på i alt 8 teststasjoner. Den totale testtiden for alle teststasjoner var omtrent 8 timer fordelt på gjennomsnittlig 1 time på hver stasjon.

5.2.1 Navicular drop test

Samme testutøver foretok målingen av navicular drop. Navicular drop test i denne studien ble utført som beskrevet av Brody (1982). Navicular drop defineres som differansen mellom målingen av navicularhøyden i stående stilling med subtalarleddet i nøytral posisjon og målingen i stående stilling med en avslappet holdning i foten. Spilleren ble plassert barføtt på ett hardt og elevert underlag med kroppsvekten likt fordelt på begge føtter. Føttene var plassert med skulderbreddes avstand og tærne pekte forover. Undersøkeren markerte den mest utstående delen av naviculare med en penn. Nøytral stilling av subtalarleddet ble bestemt ved å be deltakeren pronere og supinere foten og ankelen. Det anteromediale og det anterolaterale hodet av talus ble palpert for

kongruensitet ved hjelp av tommel og pekefinger (Figur 8). I denne posisjonen ble avstanden mellom merket på naviculare og gulvet målt med en rett linjal. Dette var målingen av navicularhøyden med subtalarleddet i nøytral stilling.



Figur 8. Kongruensiteten av det anterolaterale og det anteromediale hodet på talus palperes for å bestemme nøytral posisjon i subtalarleddet.

Deltakeren ble så bedt om å slappe av i foten og fordele kroppsvekten på begge føttene. Ut i fra denne posisjonen ble navicularhøyden når subtalarleddet er i avslappet stilling målt (Figur 9). Testen ble gjennomført for begge føtter, og høyre side ble alltid målt først. Hva som var spillerens standbein ble også registrert.



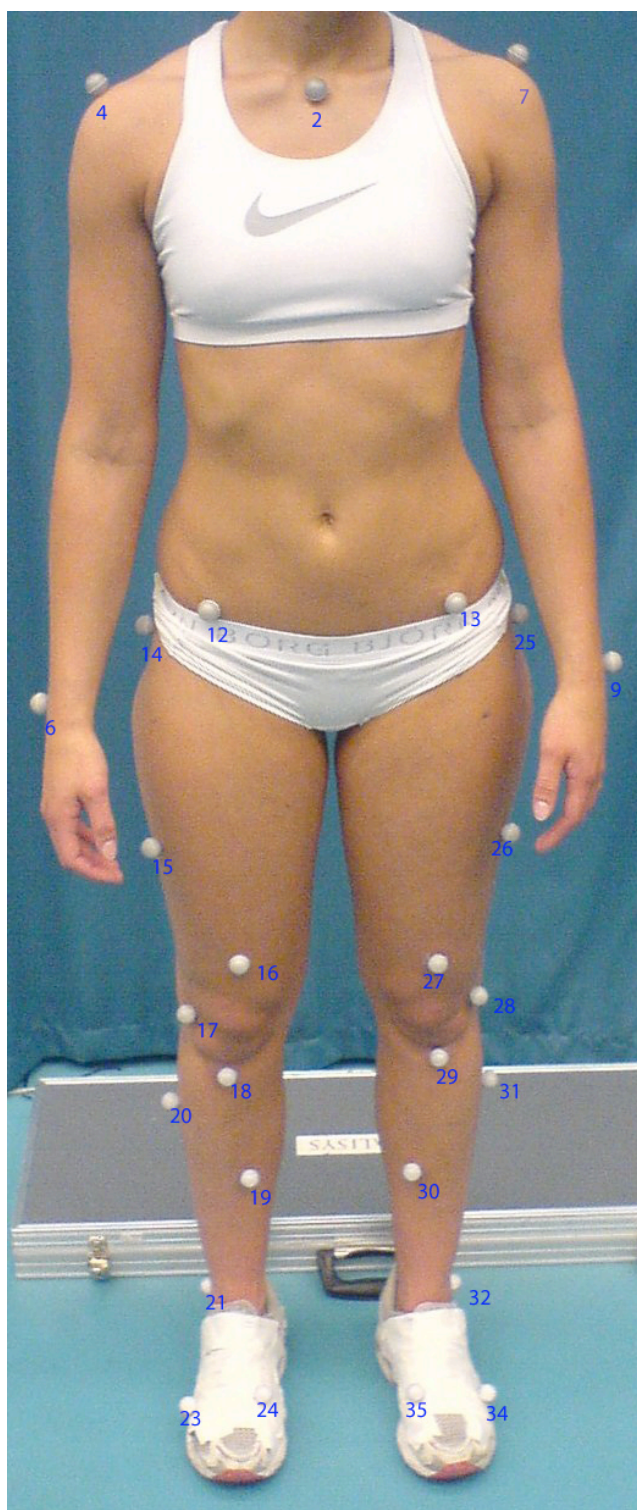
Figur 9. Måling av navicularhøyden i vektbærende stilling.

5.2.2 Tredimensjonal bevegelsesanalyse

Forberedelser

Som en forberedelse til bevegelsesanalysen ble antropometriske data samlet inn på hver enkelt spiller (Vedlegg 5). Målingene ble brukt for å estimere treghetsparametere for

hvert av segmentene, det vil si massemidtpunkt og treghetsmomenter om 3 akser (Yeadon, 1990). Dette er nødvendig for å kunne utføre beregninger av invers dynamikk. 33 refleksmarkører ble plassert over spesifikke anatomiske landemerker (Figur 10).

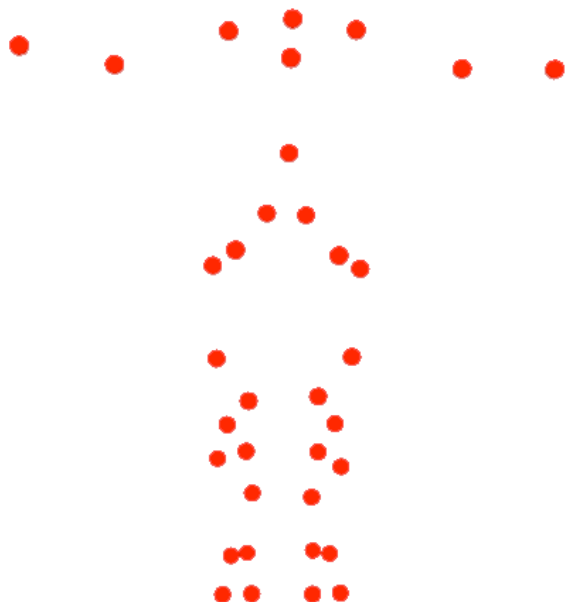


Nummer	Markørplassering
1	C7 (skjult)
2	Inscisura iugularis
3	Ryggen (skjult - midtpunktet mellom de to SIPS og to tredjedeler av distansen mellom C7 og dette midtpunktet)
4	Høyre skulder
5	Høyre albue (skjult)
6	Høyre håndledd
7	Venstre skulder
8	Venstre albue (skjult)
9	Venstre håndledd
10	Høyre SIPS (skjult)
11	Venstre SIPS (skjult)
12	Høyre SIAS
13	Venstre SIAS
14	Høyre trochanter maior
15	Høyre lateralt på låret
16	Høyre anteriort på låret
17	Høyre laterale femurkondyl
18	Høyre tuberositas tibia
19	Høyre anteriort på leggen
20	Høyre lateralt på leggen
21	Høyre laterale malleol
22	Høyre hæl (skjult - på skoene)
23	Høyre laterale tå (på skoene)
24	Høyre mediale tå (på skoene)
25	Venstre trochanter maior
26	Venstre lateralt på låret
27	Venstre anteriort på låret
28	Venstre laterale femurkondyl
29	Venstre tuberositas tibia
30	Venstre anteriort på leggen
31	Venstre lateralt på leggen
32	Venstre laterale malleol
33	Venstre hæl (skjult - på skoene)
34	Venstre laterale tå (på skoene)
35	Venstre mediale tå (på skoene)

Figur 10. Plassering av 35 markører. Noen markører er utenfor synsfeltet.

Tredimensjonale målinger

Opptakene startet med et statisk forsøk i anatomisk grunnstilling (Figur 11).



Figur 11. Statisk forsøk ble utført først for å få opplysninger om kroppsvekt og tredimensjonale sammenhenger mellom markørene, segmentenes anatomiske akser og leddsentra. Figuren er tatt fra Qualisys Track Manager.

Spillerne gjennomførte deretter tre fallhopp. Deltakeren sto oppå en 40 cm høy krakk og ble deretter instruert i å slippe seg ned fra kassen og gjennomføre et maksimalt vertikalt hopp (Figur 12). For at forsøket skulle bli godkjent, måtte utøverne treffe med en fot på hver av de to kraftplatene. De måtte gjøre full innsats og fikk maksimalt 7 forsøk.



Figur 12. Fallhopp fra 40 cm høy krakk ned på de to kraftplatene. Deltakeren utfører et maksimalt vertikalt hopp direkte etter landing.

Bevegelsene ble filmet med et infrarødt optisk trackingsystem (ProReflex, Qualisys Inc., Göteborg, Sverige) bestående av åtte kamera med en frekvens på 240 Hz.

Kameraene ble forsøkt plassert slik at alle markørene kunne observeres til enhver tid. Reaksjonskreftene fra underlaget ble målt ved en frekvens på 960 Hz av to kraftplater (AMTI LG6-4-1, Watertown, MA 02472, USA).

Databehandling

3D prosjektilbaner for hver markør ble tracket ved hjelp av Qualisys Track Manager (1.10.282). Samlingen av komplette 3D data fra bevegelsesanalysen ble overført til MatLab® for interpolering av manglende informasjon i prosjektilbaner og filtrering av støysignaler. Spline funksjoner ble brukt for å interpolere opphold mellom to

markørposisjoner som var oppstått på grunn av manglende data. Interpolering av opphold på mer enn 12 frames ble ikke godtatt. Interpoleringen og støyfiltreringen ble utført ved hjelp av en generell kryssvalideringspakke (Woltring, 1986). Kalkulering av leddvinkler og leddmomenter ble også utført i MatLab®. Maksimale valgusmomenter i knærne de første 50ms av kontaktfasen og fra hele kontaktfasen for hvert hopp ble deretter overført fra MatLab® til SPSS (SPSS Inc, Chicago, USA). Det ble regnet ut et gjennomsnitt av maksimale valgusmomenter og vinkler i knærne fra de tre godkjente hoppene. Momentene ble normalisert på kroppsvekt og kroppshøyde (Moiso et al., 2003). Maksimale valgusmomenter fra de første 50ms av kontaktfasen ble valgt på bakgrunn av at fremre korsbåndskader ofte skjer når kneet er lite flektert. I tillegg undersøker sammenlignbare studier også den tidlige fasen av landingen (Hewett et al., 2005; Joseph et al., 2008; Kernozek et al., 2005).

5.3 Intratest og intertest reliabilitet

5.3.1 Reliabilitet navicular drop test

17 spillere fra 12 forskjellige lag utførte navicular drop testen to ganger for å undersøke intratest reliabilitet. Dette ble utført under testing i 2007 av samme tester som testet hele utvalget i denne studien. Testeren hadde to års erfaring som fysioterapeut. Spilleren som startet testdagen med navicular drop test gjentok testen ved dagens slutt. Det var omtrent 7 timer mellom test og retest. Høyre side ble alltid testet før venstre side. Hvert bein ble behandlet individuelt, det vil si at det ble gjennomført 34 test-retester.

Intertest reliabiliteten ble undersøkt ved testing i 2008 med tre nye testere. Testerne hadde alle 1 års erfaring som fysioterapeuter. Før testingen startet ble det over tre dager gjennomført møter for å bestemme konsensus om måleteknikk og øving på frivillige personer. 51 håndballspillere ble undersøkt av alle tre testere, og også her ble hvert bein behandlet individuelt. Høyre side ble testet før venstre side og det var en fast testrekkefølge testerne imellom.

5.3.2 Reliabilitet tredimensjonal bevegelsesanalyse

På grunn av begrenset tid ble reliabiliteten av de tredimensjonale undersøkelsene ikke undersøkt. Ford, Myer og Hewett (2007) oppnådde gode resultater i en studie der de undersøkte reliabiliteten av kinetiske og kinematiske målinger ved fallhopp. Det

subjektive bidraget ved tredimensjonal bevegelsesanalyse er plasseringen av markørene og subjektens variasjon i utførelse av hoppene.

5.4 Statistiske analyser

Utvalget ble fordelt i tre grupper ut i fra resultatet på navicular drop testen. De ble fordelt i en gruppe med navicular drop verdier mindre enn 6 mm, en gruppe med navicular drop verdier fra 6 til og med 9 mm og en gruppe med verdier større enn 9 mm. Demografiske data, navicular drop, valgusvinkler og valgusmomenter i fallhopp ble sammenlignet mellom de tre gruppene. Shapiro-Wilk test ble benyttet for å kontrollere normalfordeling i gruppene og i hele utvalget. Data som var normalfordelt ble analysert ved hjelp av enveis ANOVA. For ikke-parametriske data ble Kruskal-Wallis analyse benyttet.

Spearman rank korrelasjon koeffisient ble brukt for å se på korrelasjonen mellom navicular drop og valgusvinkler og mellom navicular drop og valgusmomenter i hele utvalget. Bilaterale forskjeller i hele utvalget mellom høyre og venstre side ble sammenlignet ved hjelp av en Wilcoxon test.

Intertest reliabiliteten for navicular drop test ble analysert ved å konstruere et Bland-Altman-plott (Bland og Altman, 1986). To-veis ANOVA ble brukt til å undersøke intertest reliabiliteten ved å kalkulere intraklasse korrelasjonskoeffisient ($ICC_{2,1}$) og standard målefeil ($SEM = SD \times \sqrt{(1-ICC)}$).

Alle data ble analysert ved hjelp av statistikkprogrammet SPSS (SPSS Inc, versjon 15.0 for Windows, Chicago, IL). En alfaværdi $p < 0,05$ ble ansett som statistisk signifikant. Programmet G*Power (versjon 3.0.10, Düsseldorf, Tyskland) ble benyttet for å beregne effektstørrelser og power i studien (Faul et al., 2007).

5.5 Datalagring

Testresultatene er lagret i en SPSS database (SPSS Inc., Chicago, IL). Alle data er koblet med spillerens navn og personnummer og vil bli lagret i 10 år. I samtykkeerklæringen ble spillerne spurt om tillatelse for å ta kontakt med dem igjen for deltakelse i fremtidige studier.

6. Resultater

6.1 Forholdet mellom navicular drop og valgusmoment i kne ved fallhopp

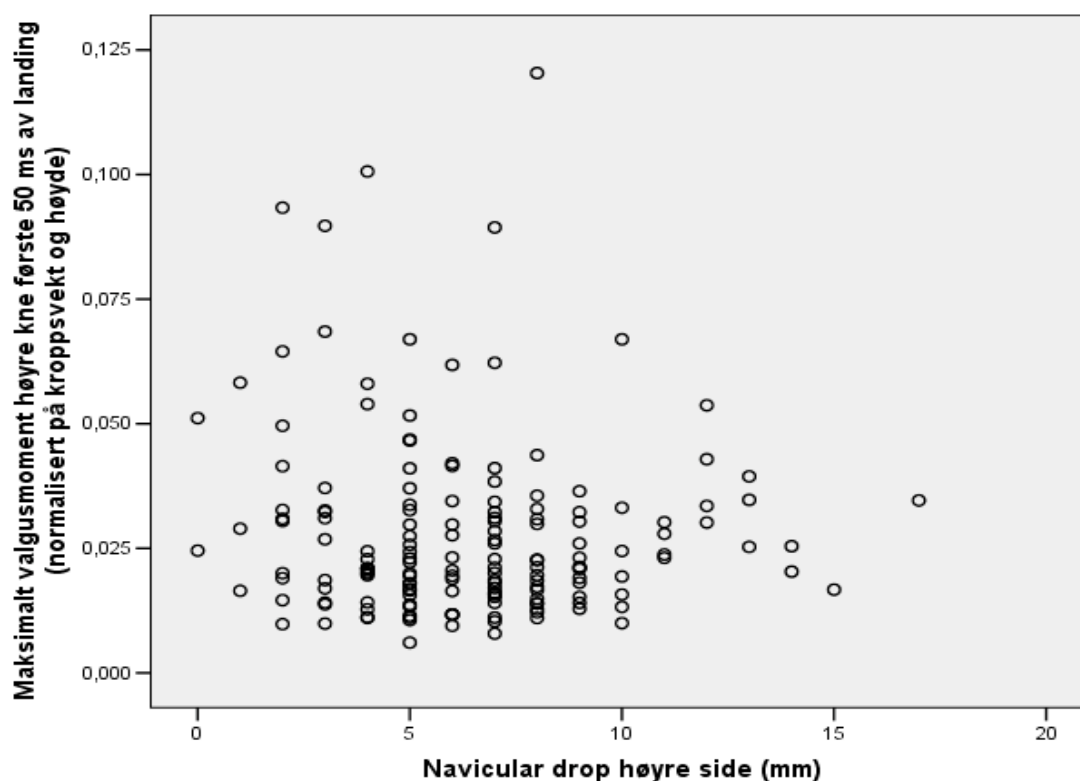
Av 186 spillere måtte 19 utelates fra analysene på grunn av trackingproblemer. Dette var hovedsakelig på grunn av markører på bekkenet som ble skjult i landingsfasen når subjektene flekterte mye i rygg og hofte. To av spillerne hadde også mistet noen markører slik at det ble færre enn tre hopp tilgjengelig for analysen. Tre spillere gjennomførte ikke hoppene på grunn av skader. Da det ikke var forskjeller mellom høyre og venstre underkøstremitet i denne analysen presenteres bare data fra høyre bein.

Tabell 2. Forskjeller mellom gruppene i demografiske og eksperimentelle variabler. Verdier er oppgitt i gjennomsnitt \pm standardavvik.

	<6mm (n=70)	<6-9mm> (n=72)	>9mm (n=22)	Totalt (N=164)
Alder (år)	22,0 \pm 4,3	22,2 \pm 4,0	20,0 \pm 2,9	21,9 \pm 4,0
Høyde (m)	1,72 \pm 0,06	1,73 \pm 0,07	1,74 \pm 0,07	1,73 \pm 0,07
Masse (kg)	68,4 \pm 6,9	69,5 \pm 7,9	71,9 \pm 8,3	69,4 \pm 7,6
Navicular drop (mm)	3,7 \pm 1,4	7,4 \pm 1,0	11,9 \pm 1,9	6,4 \pm 3,1
Maks valgusvinkel i løpet av første 50ms (°)	-1,2 \pm 3,8	-1,3 \pm 3,8	-1,1 \pm 3,8	-1,2 \pm 3,8
Maks valgusvinkel i løpet av hele kontaktfasen (°)	2,5 \pm 3,9	2,0 \pm 3,9	1,5 \pm 3,4	2,2 \pm 3,8
Maks valgusmoment i løpet av første 50ms (Nm x (kg x m/s ² x m) ⁻¹)	0,030 \pm 0,020	0,026 \pm 0,018	0,029 \pm 0,013	0,028 \pm 0,018
Maks valgusmoment i løpet av hele kontaktfasen (Nm x (kg x m/s ² x m) ⁻¹)	0,035 \pm 0,020	0,032 \pm 0,019	0,033 \pm 0,015	0,033 \pm 0,019

Tabell 2 beskriver forskjeller mellom gruppene i eksperimentelle og demografiske variabler. Det var ingen statistisk signifikante forskjeller i maksimalt valgusmoment i kne de første 50ms etter landing fra fallhopp mellom personer med mer enn 9mm på navicular drop test, mindre enn 6mm og personer med navicular drop på mellom 6 og 9mm ($p = 0,16$). Dette gjaldt også maksimalt valgusmoment i kne gjennom hele kontaktfasen ($p = 0,34$). Maksimale valgusvinkler i knærne var også like mellom gruppene både i starten av landingen ($p = 0,94$) og i hele kontaktfasen ($p = 0,54$).

Gruppene var ikke signifikant forskjellige på variablene alder, høyde og masse. Det var signifikante forskjeller mellom gruppene i navicular drop.



Figur 13. Scatter plott mellom resultatet på navicular drop test og maksimalt valgusmoment i kneet de første 50ms i landingen ved fallhopp (normalisert på kroppsvekt og høyde).

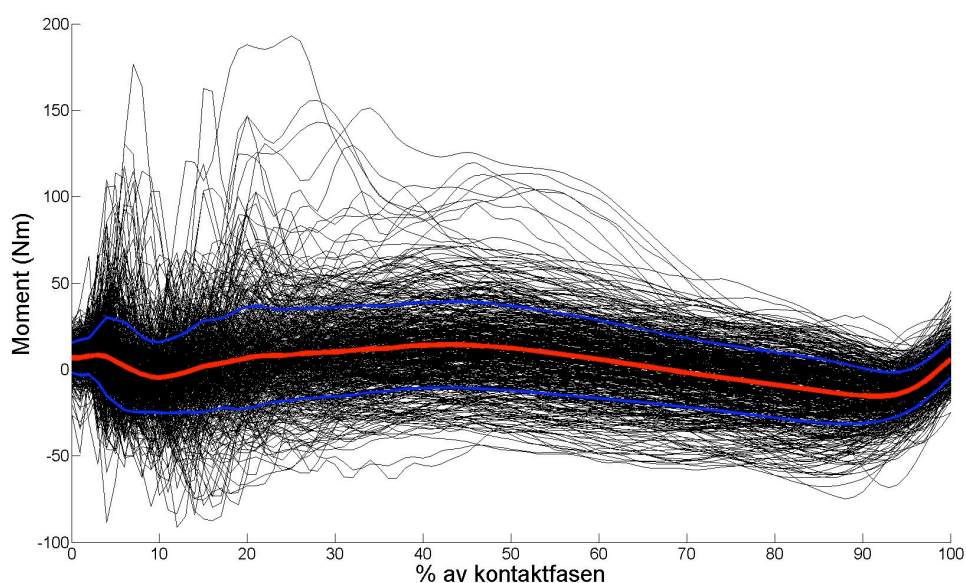
Navicular drop korrelerer ikke med valgusvinkler og valgusmomenter i kne under landing fra fallhopp (Tabell 3). Maksimale valgusvinkler korrelerer ikke med maksimale valgusmomenter i de første 50ms av landingen eller i hele landingsfasen. Alle tre gruppene viser lignende landingsstrategier i frontalplanet. De har gjennomsnittlig varusvinkel i kneet i de første 50ms av landingsfasen. Ser vi på hele landingsfasen under ett, ser vi at subjektene har størst bevegelsesutslag i valgus. Det er ikke stor forskjell mellom maksimalt valgusmoment i de første 50ms av landingen sammenlignet med maksimalt valgusmoment i hele landingsfasen. I løpet av de første 50ms av landingen har 85% av subjektene i gjennomsnitt oppnådd maksimalt valgusmoment.

Tabell 3. Tabellen viser Spearman rank korrelasjon koeffisient mellom avhengige og uavhengige variabler (*korrelasjonskoeffisient, $p < 0,01$).

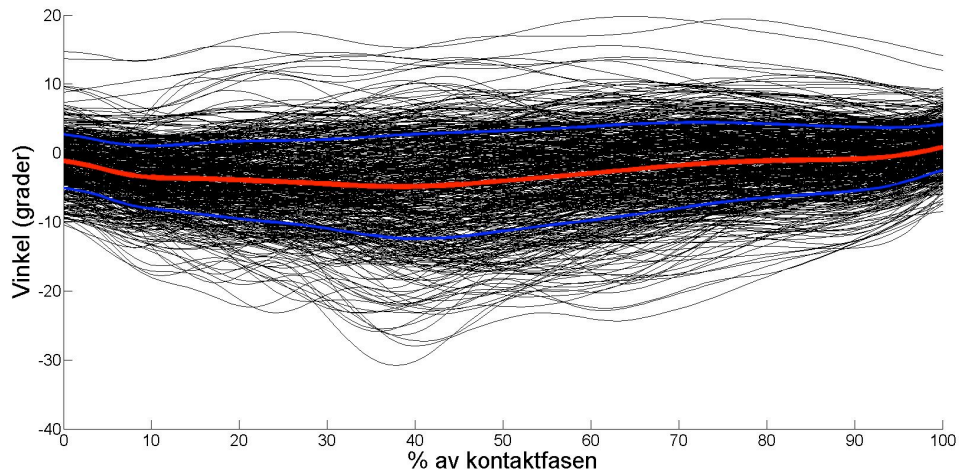
	Navicular drop	Maks valgusvinkel i løpet av første 50ms	Maks valgusvinkel i løpet av hele kontaktfasen	Maks valgusmoment i løpet av første 50ms	Maks valgusmoment i løpet av hele kontaktfasen
Navicular drop	1,00	0,00	-0,05	-0,04	-0,05
Maks valgusvinkel i løpet av første 50ms		1,00	0,84*	-0,00	-0,02
Maks valgusvinkel i løpet av hele kontaktfasen			1,00	-0,08	-0,06

6.2 Beskrivelse av fallhoppene

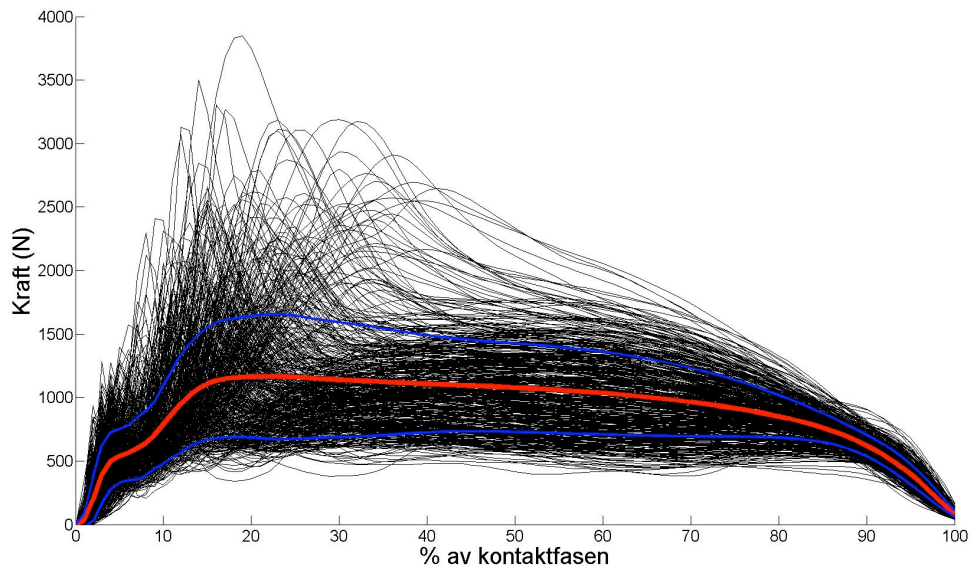
Figur 14, 15, 16 og 17 viser kurver som illustrerer hvordan valgusmomentet, valgusvinkelen, reaksjonskraften fra underlaget og fleksjonsvinkelen varierer gjennom landingsfasen i fallhoppene. I og med at navicular drop ikke var en faktor som skilte subjektene, presenteres alle samlet.



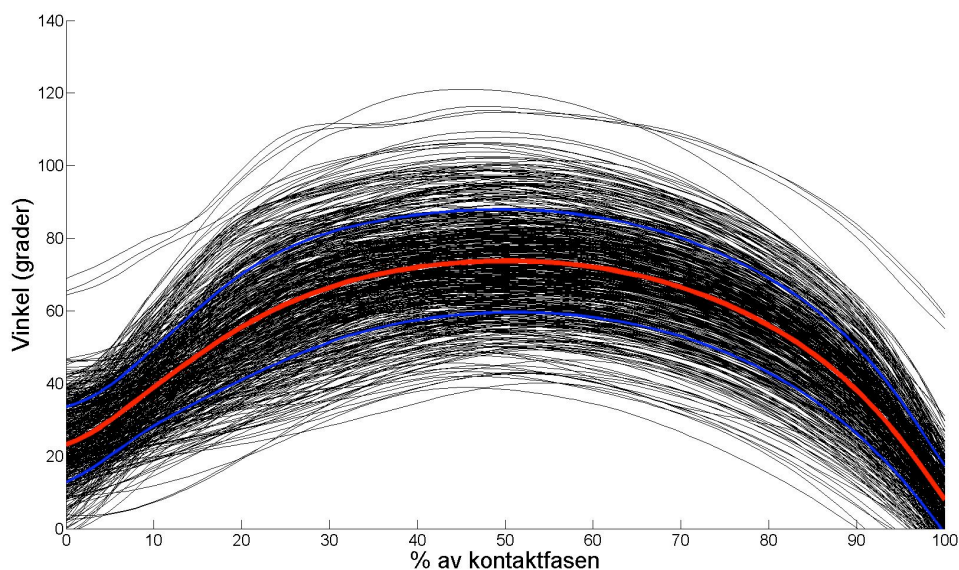
Figur 14. Valgusmoment i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene ($N=164$). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.



Figur 15. Valgusvinkel i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene ($N=164$). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.



Figur 16. Reaksjonskraft fra underlaget (GRF) gjennom kontaktfasen for alle subjektene ($N=164$). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.

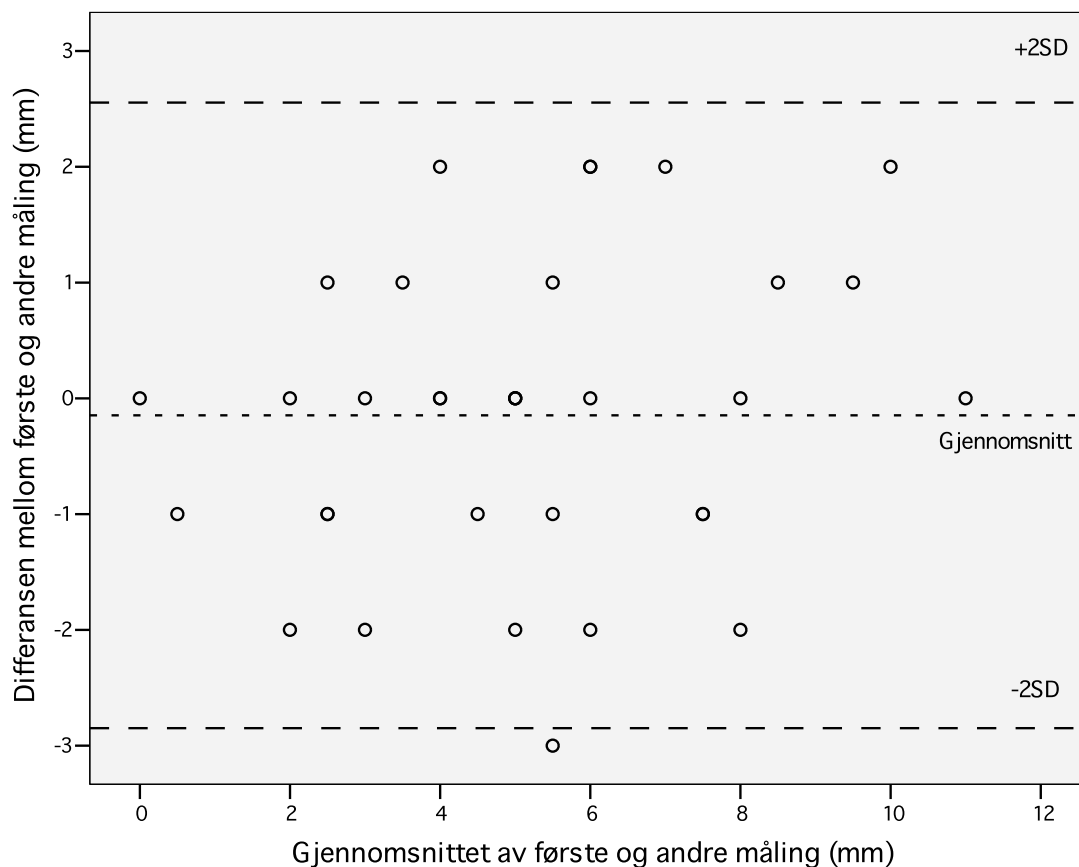


Figur 17. *Fleksjonsvinkel i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene (N=164). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.*

6.3 Reliabilitet navicular drop test

Intratest reliabilitet

Figur 18 viser overensstemmelsen mellom første og andre måling på navicular drop i 34 føtter. Gjennomsnittet på differansen mellom første og andre måling er $-0,15 (\pm 2 \text{ SD} = 2,70)$. I følge Bland og Altman (1986) bør 95% av datapunktene ligge innenfor 2 standardavvik fra gjennomsnittet av differansen for at det skal være enighet mellom målingene. Ut i fra plottet ser vi at ett av punktene ligger utenfor grensen på to standardavvik. 97,1 % av punktene har en differanse mellom første og andre måling på mindre eller lik 2 mm. Intratester reliabiliteten ($\text{ICC}_{2,1}$) på navicular drop test var $R=0,88$ (CI: 0,77-0,94). Standard error of measurement (SEM) var 0,93 mm. Det vil si at det er 68% sjans (1 SD) for at målingene ikke har en målefeil som er større enn 0,93 mm.



Figur 18. Bland-Altman plott (Bland og Altman, 1986) som viser gjennomsnittet av første og andre måling mot differansen mellom første og andre måling på 34 føtter. Referanselinjene angir gjennomsnittet av differansen mellom første og andre måling ± 2 standardavvik.

Intertest reliabilitet

Intertester reliabiliteten ($ICC_{2,1}$) på navicular drop test var $R=0,67$ (CI: 0,55-0,77). Dette tilsvarer et moderat resultat (Altman, 1991). Standard error of measurement (SEM) var 1,63 mm. I dette tilfellet er det en 68 % sjans (1 SD) for at målingene faller innenfor 1 SEM.

7. Diskusjon

7.1 *Forholdet mellom navicular drop og valgus i kne ved fallhopp*

Så vidt forfatteren bekjent er denne studien den første som har undersøkt sammenhengen mellom navicular drop og valgusmoment i kne ved landing fra fallhopp. Studien viste at det ikke var noen korrelasjon mellom navicular drop og valgusmoment i kne under denne dynamiske oppgaven. Det var heller ingen signifikante forskjeller i valgusmoment mellom grupper fordelt etter størrelse på navicular drop.

Det er vist at høyt valgusmoment i kne under landing fra fallhopp kan predikere fremre korsbåndskade (Hewett et al., 2005). I tillegg til at det er vist at utøvere med fremre korsbåndskade har mer navicular drop sammenlignet med utøvere uten skade (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Hertel et al., 2004; Loudon et al., 1996; Woodford-Rogers et al., 1994). Vår studie viste at forskjeller i navicular drop ikke påvirket valgusmomentet i kneet ved landing fra hopp. En studie av Hargrave og kolleger (2003) som undersøkte biomekanikk ved fallhopp fant heller ingen sammenheng mellom navicular drop og kinematikk. De inkluderte ikke opplysninger om deltakernes kjønn noe som kan begrense sammenligningen mellom denne studien og vår studie. Andre metodiske forskjellene mellom studien til Hargrave og kolleger (2003) og vår var at de undersøkte reaksjonskrefter fra underlaget og ikke moment, i tillegg til at subjektene utførte ettbens fallhopp. Det er likevel interessant å sammenligne resultatene i og med at Hargrave og kolleger (2003) klassifiserte subjektene på samme måte som i vår studie ut i fra navicular drop. Resultatene kan også sammenlignes i og med at reaksjonskrefter spiller en stor rolle i utregningen av momentene. Utregning av momenter er mer aktuelt når biomekanikk relatert til fremre korsbåndskade skal undersøkes i og med at knebevegelsen i skadeøyeblikket skjer i ett eller flere plan i tillegg til at det er høye reaksjonskrefter i fra underlaget. Ut i fra vår studie og studien til Hargrave og kolleger (2003) kan vi slå fast at det er lite sammenheng mellom statisk målt pronasjon og kinematikk i kneet i frontalplanet samt reaksjonskrefter fra underlaget.

Maksimalt valgusmoment i landingsfasen var noe høyere blant håndballspillerne i vår studie sammenlignet med idrettsutøverne uten skade i den prospektive studien til Hewett og kolleger (2005). Håndballspillerne i vår studie hadde omtrent samme

størrelse på valgusmomentene oppnådd i studier på friske kvinnelige fotballspillere og aktive kvinner som utfører fallhopp (Kernozeck et al., 2005; Smith et al., 2007). De som pådro seg skade i studien til Hewett og kolleger (2005) hadde derimot et høyere maksimalt valgusmoment i landingsfasen sammenlignet med håndballspillerne i vår studie. I tillegg hadde de som skadet seg en positiv korrelasjon mellom valgusvinkel og valgusmoment ($R=0,74$, $p < 0.05$). Det var ingen korrelasjon mellom valgusvinkel og valgusmoment blant de som ikke skader seg. Dette stemmer overens med håndballspillerne i vår studie som heller ikke viste korrelasjon mellom disse to variablene.

Resultatene fra vår studie viste også at det ikke var korrelasjon mellom navicular drop og valgusvinkel i kne ved landing. I studien til Joseph og kolleger (2008) ble valgusvinkelen derimot redusert når 10 kvinnelige idrettsutøvere brukte en innleggsåle med medial helningsvinkel på 5° for å hindre pronasjon i foten. Dette resultatet kan ikke sammenlignes direkte med vårt studie i og med at studien til Joseph og kolleger (2008) manipulerer den uavhengige variabelen. Studien til Joseph og kolleger (2008) fikk også noe overraskende en signifikant negativ korrelasjon mellom navicular drop og maksimal valgusvinkel i kne når deltakerne hoppet uten innleggsåle i skoen ($r = 0,45$, $p < 0,05$). Ut i fra resultatene i studien til Joseph og kolleger (2008) kunne vi derfor forvente at vår studie også ville funnet forskjeller i valgusvinkel mellom de tre gruppene. Forklaringen på disse forskjellene i resultat mellom vår studie og studien til Joseph og kolleger (2008) kan være at resultatene i Joseph og kolleger (2008) har oppstått på grunn av en tilfeldighet da det kun er 10 deltakere i studien. De gjorde heller ingen diskriminering mellom høyre og venstre side og hadde begge bein i samme analyse. Hvordan dette kan påvirke resultatet diskuteres senere. I tillegg ble valgusvinkelen redusert like mye om føttene var supinerte, normale eller overpronerte. En mulig forklaring på at denne intervensjonen kan ha effekt uavhengig av fotstilling diskuteres også senere.

Deltakerne i studien til Joseph og kolleger (2008) landet med større valgusvinkel (vinkel i starten av landingen: $3,0^\circ \pm 1,0$, maksimal vinkel: $9,3^\circ \pm 3,6$) sammenlignet med håndballspillerne i vår studie som hadde en gjennomsnittlig varusvinkel på $1,2^\circ \pm 3,8$ i starten av landingen. Kvinnene i Kernozeck og kollegers (2005) undersøkelse landet også med en valgusvinkel ($3,7^\circ \pm 3,1$) i starten av landingen. Dette står i motsetning til

håndballspillerne i vår studie og i studien av unge kvinnelige idrettsutøverne som ikke skadet seg i Hewett og kolleger (2005). I begge disse studiene hadde utøverne en varusvinkel i starten av landingen (henholdsvis 1.2° og 3.4°). Forskjellen mellom varusvinkel i vår studie og i studien til Hewett og kolleger (2005) og valgusvinkel blant utøverne i Kernozek og kolleger (2005) kan skyldes forskjellig ferdighetsnivå. En fallhoppstest kan kreve gode koordinasjons- og styrkeegenskaper, og en utøver som er dårligere trent kan derfor vise dårligere knekontroll enn en godt trent utøver. Likevel viste Smith og kolleger (2007) at utøvere på høyere nivå landet med samme valgusvinkel i knær ved fallhopp som utøvere på lavere nivå. De 10 deltakerne i studien til Joseph og kolleger (2008) som landet med valgus i starten var også på høyeste nivå i universitetsidrett. Ut i fra disse studiene kan vi derfor ikke se noen klar sammenheng mellom valgus i kne ved landing og ferdighetsnivå.

Forskjellene i vinkler i frontalplanet kan også bero på forskjellig definisjon av akser i studiene. Kernozek og kolleger (2005) derfinerte at valgusvinkelen var 0° når subjektet gjennomførte det statiske opptaket. Denne metoden er ikke vanlig og er i motsetning til hva som ble gjort i vår studie og i studien til Hewett og kolleger (2005). Vanligvis beregnes den absolutte vinkelen i det statiske opptaket. Det vil si at hvis en deltaker har valgusvinkel i anatomisk grunnstilling så beregnes valgusbevegelsen ut ifra denne i hoppene. Forskjellen i definering av nullstilling frontalplanet kan gjøre utslag i at resultatene er forskjellig mellom vår studie og studien til Kernozek og kolleger (2005).

Forskjellen i valgus og varus i starten av landingen mellom studiene kan også være et resultat av testsituasjonen. Vi vet at en treningssituasjon gir lavere risiko for skade enn en kampsituasjon (Myklebust et al., 2003). Forskjellen mellom studiene kan derfor også være et resultat av manglende kontroll på motivasjon og intensitet. Verken vår studie eller noen av de andre studiene benyttet seg av en ytre motivasjonsfaktor som for eksempel en ball og strekke seg etter ved hoppene. Dette er tidligere vist at kan forandre biomekanikken i underekstremiteten samt øke innsatsen ved fallhopp (Ford et al., 2005). Sammenligningen mellom de nevnte studiene er vanskelig da både Joseph og kolleger (2008) og Kernozek og kolleger (2005) kun hadde henholdsvis 10 og 15 deltakere i sine studier. Ut i fra studiene på et mye større antall unge idrettsutøvere i Hewett og kolleger (2005) og 164 håndballspillere i vår studie er det større

sannsynlighet for at idrettsutøvere vanligvis har en liten varusvinkel i starten av landingen ved fallhopp og deretter valgusvinkel.

Håndballspillerne i vår studie oppnådde gjennomsnittlig en maksimal valgusvinkel på $2,2^{\circ} \pm 3,8$ når vi så på hele kontaktfasen. Det er omtrent 1° mer enn de uskadde idrettsutøverne i Hewett og kolleger (2005) og 7° mindre valgusvinkel enn i Joseph og kolleger (2008). Sammenligner vi håndballspillerne uten å ta hensyn til tidligere skade av fremre korsbånd med de som pådro seg fremre korsbåndskade i Hewett og kolleger (2005) finner vi store forskjeller. De som skader seg har gjennomsnittlig 6° mer valgus i starten av landingen og 7° mer maksimal valgus fra hele kontaktfasen. Ingen av gruppene klassifisert etter fotstilling i vår studie hadde så høye valgusvinkler i landingen. Ut i fra våre resultater fra fallhopptesten ser det derfor ikke ut som at statisk målt pronasjon har noen sammenheng med valgusmomenter og valgusvinkler i fallhopp som er vist å predikere fremre korsbåndskade. Det er viktig å ta med seg at slik sammenligning på tvers av studier kan være problematisk på grunn av forskjellige metoder og relativt lav reliabilitet mellom testere og sesjoner (Ford et al., 2003).

Gjennomsnittsverdien på navicular drop blant håndballspillerne i vår studie var den samme som er rapportert i andre studier på friske kvinner (Nguyen & Shultz, 2007; Trimble et al., 2002; Vauhnik et al., 2008). Jenkins og kolleger (2008) rapporterte derimot om en høyere gjennomsnittlig navicular drop verdi på 9.5 mm hos kvinnelige fotball- og basketballspillere. Gjennomsnittsverdiene fra vår studie og ovennevnte studie var likevel under det Brody (1982) karakteriserte som normalt, men innenfor samme størrelsesområde som andre studier har oppgitt som normalverdier (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Mueller et al., 1993; Nguyen og Shultz, 2007; Smith et al., 1997; Trimble et al., 2002; Vauhnik et al., 2008). De som ble plassert i overpronasjonsgruppen kan karakteriseres å ha unormale verdier sammenlignet med resten av utvalget i og med at gjennomsnittet i denne gruppen er like under to standardavvik fra gjennomsnittet av hele utvalget.

Navicular drop ble valgt som et mål på pronasjon i vår studie. Denne testen er vist å være et valid mål på subtalarleddets bevegelse ved gange (Cornwall og McPoil, 1999). Det er mer usikkert om navicular drop vil karakterisere subtalarleddets bevegelse ved forfotslanding slik som i et fallhopp. Ved gange og løp er subtalarleddet i en supinert

stilling når hælen treffer bakken. Det skjer så en pronasjonsbevegelse frem til hele foten har kontakt med underlaget (Tiberio, 1987). Vi vet også at ved gange er subtalarleddet låst i supinasjon i frasparket. I landinger fra hopp er det forfoten som er i kontakt med underlaget først og deretter midtre del av foten og til slutt hælen. Det er derfor usikkert om subtalarleddet går igjennom samme bevegelse ved forfot-hæl landing som ved hæl-forfot landing. Hargrave og kolleger (2003) hevder at dette kan være en av årsakene til at de ikke får noen sammenheng mellom navicular drop og vertikale krefter.

Subtalarleddets støtdempende funksjon i en forfot-hæl landing ved hopp er sannsynligvis ikke like viktig som ved hæl-forfot landing ved gange og løp. Ved landing fra hopp skjer støtdempingen først og fremst i sagittalplanet ved at aktive strukturer jobber eksentrisk. Plantarfleksorene bak på leggen og ekstensorene foran på låret demper kreftene ved å jobbe eksentrisk med relativt store leddutslag. Ved gange og løping er underekstremiteten stivere og det skjer lite støtdemping i ankelleddet i starten av kontaktfasen. Støtdempingen her er mer påvirket av passive strukturer enn under landing fra hopp. Vertikale krefter fra underlaget kan ved pronasjon og koblet innadrotasjon av tibia overføres til transversalplanet på grunn av at subtalarleddet ikke låses mekanisk i starten av kontaktfasen ved gange og løp. Ved landing fra hopp kan sannsynligvis subtalarleddet være låst i supinasjon på grunn av oppstramming av plantar fascien ved en tålanding. Sammen med økt bevegelse i sagittalplanet fortsetter de vertikale kreftene å virke i vertikal retning oppover den lukkede kjeden i underekstremiteten. Det er derfor ikke sikkert at subtalarleddet spiller noen stor rolle ved landing fra hopp og at kreftene heller dempes og overføres i andre ledd. Cortes og kolleger (2007) sammenlignet kinematikken i underekstremiteten under landing ved ettbens fallhopp når deltakerne brukte ulike landingsteknikker. De fant blant annet at hæl-forfot landinger medførte større valgusvinkel i kneet enn ved selvvalgt landingsteknikk. Den selvvalgte landingsteknikken var en forfot-hæl teknikk som i vår studie. Sammenligningene mellom de to landingsteknikkene kan være problematisk på grunn at utøverne ikke er vant med hæl-forfot landinger. Forfatterne mener likevel at forskjellen i valgusvinkel kan oppstå på grunn av mindre støtabsorbering ved hæl-forfot landinger. Da vi mangler beskrivelser av subtalarleddets bevegelse under landing og friting bør videre studier undersøke dette nærmere ved hjelp av tredimensjonale metoder.

Boden og kolleger (2009) viste at i mange av skadesituasjonene landet de som skadet det fremre korsbåndet med hælen først. Vi vet også at det er flere studier som har vist at det skjer en koblet bevegelse mellom pronasjon og innadrotasjon av tibia i typiske dynamiske oppgaver som gange og løp, der hælen lander først og underekstremiteten er relativt strak (Bellchamber & van den Bogert, 2000; Cornwall og McPoil, 1995; McClay og Manal, 1997; Tillman et al., 2005). Det er også vist at belastningen på det fremre korsbåndet øker når kneleddet er relativt strakt og tibia innadroteres (Markolf et al., 1995; Shimokochi og Shultz, 2008). Det kunne derfor vært interessant å undersøke koblingen mellom statisk målt pronasjon og innadrotasjon i kneleddet og relatere det til skade av det fremre korsbåndet. Vi vet ikke om innadrotasjon er en underrapportert skademekanisme ved fremre korsbåndskader. Dette kan ha sin bakgrunn i at rotasjoner i kneet vanskelig lar seg måle nøyaktig både i tredimensjonale studier og i videoanalyser. Det er også studier som tyder på at rotasjonen som observeres ikke skjer i kneleddet, men heller i hofteleddet på grunn av at femur innadroteres som en kompensasjon når tibia innadroteres (Tillman et al., 2005). Vi vet likevel ikke om denne kompenserte innadroteringen av femur er tilstede i en skadesituasjon, eller om femur og tibia da roterer uavhengig av hverandre. Fremtidige studier som benytter seg av Krosshaug-metoden i videoanalyser av skadesituasjoner vil kunne gi mer informasjon om innadrotasjon skjer forut for at korsbåndet ryker (Krosshaug og Bahr, 2005). Hvis senere studier på biomekanikk i skadesituasjoner finner at innadrotasjon er en viktig skademekanisme så vil muligens forøket pronasjon i subtalarleddet kunne ha en større betydning enn det som er funnet i vårt studie. Det bør også undersøkes nøyere om de som skader seg lander med forfoten eller hælen først i og med at det ser ut som at biomekanikken i kneet ved en forfotslanding ikke er påvirket av forøket pronasjon.

Valgusmoment ble valgt som utfallsmål på bakgrunn av den prospektive studien til Hewett og kolleger (2005). Valgus i kneleddet kan også være en viktig faktor å undersøke i sammenheng med pronasjon. Både at Meyer og Haut (2008) fant at innadrotasjon og valgus kan være koblede bevegelser, men også at en feilstilling i subtalarleddet kan påvirke proprioseptiv feedback som brukes til å koordinere bevegelsene i kneet (Loudon et al., 1996; Shultz et al., 2006). Valgus i kne kan også være et mål på knekontroll (Hewett et al., 2005). Hvis vi ser bort fra den rent mekaniske linken mellom pronasjon i ankelen og valgus i kne, og heller ser på pronasjon og knekontroll, ser det ikke ut til å være noen sammenheng der heller. Med den påstanden

menes at koordineringen av muskulaturen som styrer kneleddet i frontalplanet ikke nødvendigvis trenger å være påvirket av om deltakerne lander med hæl eller forfot først. Det kan også være at tobens landinger ikke er krevende nok til å avdekke dårlig knekontroll. Vi kan også stille spørsmål ved om ikke deltakere med en feilstilling som overpronasjon har tilpasset sitt motoriske system etter det. EMG-studier har vist at pronasjon i subtalarleddet er relatert til høyere aktivitet i muskulatur som styrer utadrotasjonen i kneleddet under en test som krever kontroll av kneleddet (Shultz et al., 2006). Påvirkningen av en feilstilling i subtalarleddet på biomekanikk i kneleddet blir da begrenset. Effekten av innleggsålene Joseph og kolleger (2008) oppnår på valgusvinkelen i kneet ved landing fra fallhopp kan være påvirket av forandret proprioseptiv informasjon fra ankel og subtalarledd og ikke kun ha en mekanisk funksjon. Deltakerne i denne studien kan være mer bevisste på knekontroll når de har en forandret stilling i ankelen på grunn av innleggsålene. Det er også viktig å ta med seg at den nevro-muskulære funksjonen rundt kneet kan være nedsatt hvis kneleddet er relativt strakt (McLean et al., 2004c). Da vil passive kraftoverførere som subtalarleddet potensielt kunne ha en viktigere rolle i en skademekanisme. Målingene av valgusmomentet i starten av landingen når det er lite knefleksjon viser derimot ingen sammenheng med pronasjon i foten i vår studie.

Det er også en mulighet for at en feilstilling i ankelen kompenseres lenger opp i underekstremiteten. Hvis foten er overpronert og hofteanteversjonen er mindre enn normalt, kan det likevel være normal stilling i kneet. Hvis det derimot er både overpronasjon og forøket hofteanteversjonsvinkel, er det større sannsynlighet for valgus i knærne også. Renstrom og kolleger (2008) anbefaler at man undersøker holdningen i hele underekstremiteten og ikke bare i spesifikke anatomiske strukturer ved studier på risikofaktorer for fremre korsbåndskade. I tillegg viste Shultz og kolleger (2006) at navicular drop og quadricepsvinkelen ikke bare har effekt hver for seg på muskelaktivering rundt kneleddet i stående stilling, men at de også har effekter når de blir evaluert sammen. Resultatene i vår studie kunne muligens vært annerledes hvis vi i utformingen av studiet hadde tatt hensyn til kompenserende holdningsmønster lenger opp i underekstremiteten enn ankelen.

7.2 Begrensninger ved studien

En begrensning ved denne studien er selve studiedesignet. Et tverrsnittstudie kan si noe om sammenhengen mellom variablene navicular drop og valgusmomentet. Denne sammenhengen er ikke bestemmende for forholdet årsak-virkning på de samme variablene. Med andre ord hadde vi funnet en sammenheng mellom navicular drop og valgusmomentet, kunne vi ikke sagt at ved å minske navicular drop så kan vi også få mindre valgusmoment. En randomisert kontrollert studie ville vært et optimalt studiedesign der man ved hjelp av ortoser kunne manipulert pronasjonen i subtalarleddet og sett på hvilken effekt dette hadde på valgusmomentet i kneet. Studiedesignet ble valgt fordi det ble gjort som en delstudie i en større prospektiv studie. Bruken av en intervensjon under fallhoppene ville også ha vært for tidkrevende til at det kunne ha blitt gjennomført i denne sammenhengen.

Det er tidligere stilt spørsmål ved validiteten på navicular drop da testen ikke tar hensyn til fotstørrelse (Menz, 1998). Dette kunne vi tatt hensyn til ved å normalisere for kroppshøyde eller gulv-til-ankel-høyde i nøytral posisjon hos håndballspillerne. Et annet mål på pronasjon kunne vært å hente ut den tredimensjonale eversjonsvinkelen i fra landingsfasen. Denne direkte målingen ville kunne gitt oss svar på om eversjon i subtalarleddet og valgus i kneet er koblede bevegelser. Navicular drop ble likevel benyttet i denne studien på grunn av at den er en enkel klinisk test som potensielt kan identifisere utøvere med økt pronasjon. Det er likevel viktig ved vurderingen av resultatene i vår studie at vi vet at navicular drop er et indirekte mål på pronasjon. Målingen er basert på at os naviculars vertikale forskyvning skal være en indikasjon på pronasjonsbevegelsen i subtalarleddet.

Statiske målinger av pronasjon i foten kan også være et mål på bevegeligheten eller leddlaksiteten i subtalarleddet. Trimble og kolleger (2002) fant en moderat korrelasjon ($r = 0,55$) mellom navicular drop og knelaksitet. I tillegg viste Woddford-Rogers og kolleger (1994) at utøvere med fremre korsbåndskade hadde både mer navicular drop og mer knelaksitet sammenlignet med kontroller. Vi vet ikke om håndballspillerne med økt pronasjonsbevegelse også har økt leddlaksitet i kneleddet. Vi legger derfor begrensninger på tolkningen av resultatet i og med at vi ikke måler pronasjon direkte, men benytter oss av en test som potensielt også kan ha plukket ut utøvere med økt leddlaksitet. Vi kan dermed ikke være sikre på om vi tester sammenhengen mellom

pronasjon i subtalarleddet og valgus, eller om vi tester sammenhengen mellom økt leddlaksitet og valgus.

Den høye verdien på intratest reliabiliteten på navicular drop gjør at vi sannsynligvis kan stole på forskjellene håndballspillerne imellom. Standard målefeilen på 2 mm kan likevel resultere i at spillerne som ligger nær grenseverdiene for gruppeinndelingen har blitt plassert i feil grupper. Sammenligning mellom gruppene kan derfor være problematisk. Grupperingen av subjektene kan også føre til maskering av meningsfull informasjon i dataene. Gjennomsnittsverdier for valgusmoment og valgusvinkler blir brukt til å representere hver gruppe. De samme gjennomsnittsverdiene kan oppnås selv med store forskjeller i spredning gruppene imellom. Den statistiske metoden som er benyttet tar hensyn til dette. Vi kan likevel ikke vite ut i fra metoden om enkelte subgrupper, for eksempel de med over 15 mm på testen, har forskjellig biomekanikk i kneet sammenlignet med gjennomsnittet for gruppen disse er plassert i. Sannsynligheten er stor for at resultatet av analysen på forskjeller mellom gruppene gir et korrekt bilde da også korrelasjonsanalysen og Figur 13 viser at det ikke er noen sammenheng mellom navicular drop og valgusmoment. Det ser ikke ut til å være noen trend til korrelasjon i noen deler av figuren.

En del studier rapporterer om liknende verdier på intratest reliabilitet og standard målefeil som i vår studie (Allen og Glasoe, 2000; Jenkins et al., 2007; Mueller et al., 1993; Reinking et al., 2007; Sell et al., 1994). Andre har høyere intratest reliabilitet og lavere målefeil og vektlegger viktigheten av erfaring med bruk av testen (Shultz et al., 2006b). Testerne som var med i vår håndballstudie hadde alle kun ett til to års erfaring som fysioterapeut og hadde lite kjennskap til testen på forhånd. Det ble derfor gjennomført tiltak som skulle bedre ferdighetene i testen. Resultatene på intertest reliabilitet viser likevel hvor vanskelig det kan være for ulike testere å måle likt. Picciano og kolleger (1993) og nylig trente testere i Shultz og kolleger (2006b) oppnår omtrent samme moderate intertest reliabilitet som i vår studie. De rapporterer om noe lavere standard målefeil. Andre studier oppnår høyere intertest reliabilitet og måler mer nøyaktig (Sell et al., 1994; Trimble et al. 2002). Erfarne testere måler i tillegg mer nøyaktig enn nylig trente (Shultz et al., 2006b). Det er en begrensning ved studien vår at testerene som utførte alle målingene ikke deltok i intertest reliabilitetsstudiet. Det vanskeliggjør i en viss grad sammenligningen av verdiene på navicular drop med andre

studier. Vi kan heller ikke med sikkerhet vite om målingene er systematisk lave eller høye.

Valget av cutoff for hver av de tre gruppene kan også være problematisk. Denne studien og studien til Hargrave og kolleger (2003) valgte å dele inn i tre grupper på samme måte som Loudon og kolleger (1996) gjorde på korsbåndskadde utøvere. Inndelingen er basert på konsensus ut i fra tre andre studier (Brody, 1982; Mueller et al., 1993; Woodford-Rogers et al., 1994). Svakheten ved denne inndelingen er det tynne grunnlaget den baseres på. De tre studiene er for små til sikker gjengivelse av normative data. Det kunne muligens vært riktigere å dele materialet i to ved å ha én cutoffverdi. Denne cutoffverdien kunne enten ha vært en patologisk cutoff eller man kunne fordelt subjektene over og under medianverdien. Samtidig ville det være fornuftig å få undersøkt om valgusmomentet varierte i mellom de tre gruppene. Det kunne da tenkes at denne undergrupperingen ville kunne relateres til den vanlige kliniske grupperingen mellom supinerte, nøytrale og pronerte føtter.

På grunn av valget av størrelse på cutoff ble gruppen med pronasjon omtrent 30% av størrelsen på de to andre gruppene. Forskjellene i valgusmoment mellom de tre gruppene er ikke signifikant og gir en lav effektstørrelse på 0,11. Hvis forskjellene hadde vært signifikante hadde dette kun gitt en power på 0,35 som er ansett som lav (Vincent, 2005). For å oppnå en power på 0,80 med samme lave effektstørrelser måtte antallet deltakere i studien vært nærmere 870. Man må også spørre seg da hva som er en klinisk relevant effektstørrelse for valgusmomentet ved landing fra fallhopp? Forskjellen mellom de som skader seg og de som ikke gjør det i Hewett og kolleger (2005) utgjør en effekt på 1,22. Denne effektstørrelsen tyder på store forskjeller mellom de som skader seg og de som ikke skader seg, og er betydelig høyere enn de ikke-signifikante effektene i vår studie. Vi kan derfor regne med at vi ikke hadde oppnådd klinisk signifikante effekter selv om vi hadde økt antallet deltakere i vår studie.

Valget av statistisk metode kan være kritisk for resultatet i en studie som vår. Som nevnt kan plasseringen av subjektene i grupper ut i fra navicular drop ha maskert individuelle forskjeller samt at det har gitt en økt risiko for at de er blitt plassert i feil gruppe på grunn av unøyaktigheter i målemetoden. Inkluderingen av korrelasjonsanalysen gjorde at vi med større sikkerhet kunne si noe om sammenhengen

mellom faktorene. Ved første øyekast kan det derfor virke unaturlig at vi valgte å inkludere sammenligning mellom grupper når vi hadde korrelasjonsanalysen. Argumentet for å gruppere utvalget var at det nødvendigvis ikke er en linjær sammenheng mellom navicular drop og valgusmomentet under landing. På grunn av at valgusmomentet også avhenger av reaksjonskraften fra underlaget ville det være nyttig å undersøke om de med stiv fot (<6 mm) hadde forskjellig moment enn de to andre gruppene. Det kunne tenkes at både de med lave og høye navicular drop verdier hadde høyere valgusmoment enn de nøytrale, men at resultatene var et produkt av to ulike mekanismer. De med lavere navicular drop verdi kunne ha et mindre potensiale til å absorbere de vertikale kreftene i ankelen og dermed få større krefter i kneet. De med høyere navicular drop verdi kunne ha absorbert mer av de vertikale kreftene i ankelen ved å overføre de til et av de andre to planene i kneet.

Det er mulig at resultatene i vår studie hadde vært annerledes hvis håndballspillerne hadde landet på ett bein. Hargrave og kolleger (2003) brukte biomekanikk ved ettbeins landing fra fallhopp som utfallsmål i motsetning til vår studie som brukte tobens fallhopp. Det er vist at landinger fra fallhopp på ett bein gir mer valgus og mindre fleksjon i kneleddet enn landinger på to ben (Pappas et al., 2007). Landinger på ett bein skjer også oftere i spill situasjoner og i situasjoner som leder til fremre korsbåndskader kontra det å lande på to bein (Shimokochi og Shultz, 2008). Tobeins landinger kan potensielt maskere unilaterale forskjeller. Det vil si at hvis personen har større navicular drop i den ene foten, vil muligens ikke en eventuell valgusbevegelse i kneet kunne vises like godt ved en tobens landing som ved en ettbeins landing på den siden med størst navicular drop. Testprosedyren i vår studie ble valgt på grunn av at det så langt bare er valgus ved tobens fallhopp som er blitt vist kan predikere fremtidig fremre korsbåndskade (Hewett et al., 2005). Hewett og kolleger (2005) sammenlignet biomekanikk i de skadede knærne opp mot alle knærne blant de uskadde subjektene. Lignende design kunne også blitt gjort i vår studie ved å slå sammen resultater fra høyre og venstre bein. Resultatene i vår studie ville likevel ikke blitt annerledes med denne metoden i og med at analysene viste samme resultat i begge sider. En annen løsning ville vært å sammenligne gjennomsnittsverdier av navicular drop og valgusmoment over de to bein. Denne metoden kan gi et uriktig bilde hvis det er asymmetri, noe som spesielt gjelder for navicular drop (Shultz og Nguyen, 2007). I vårt tilfelle ville et gjennomsnitt av navicular drop over de to bein muligens gitt et riktigere bilde av

valgusmomentet i og med at den dynamiske oppgaven er landing med begge bein samtidig. Videre studier bør derfor, i tillegg til tobens fallhopp, også undersøke biomekanikken i kneet i dynamiske situasjoner som ligner mer på en skadesituasjon. Biomekanikk ved ettbens landinger og finter er da aktuelle utfallsmål. På denne måten kan vi unngå at resultatene blir påvirket av motsatt sides bein.

Vi kan ikke utelukke at de kinematiske målingene i frontalplanet i vår studiet inneholder feil. Deltakerne i studien landet med varus i kneet i starten og fikk valgus etter hvert. Dette var relativt små bevegelsesutslag som gjennomsnittlig var under 2° varus eller valgus og hadde standardavvik på 4-5°. Ford og kolleger (2007) fant i sin reliabilitetsstudie at vinkler i frontalplanet under landing fra fallhopp kunne ha en standard målefeil på $1.8 \pm 0.5^\circ$, som ligger nær resultatene i vår studie.

Bevegelsesutslagene i frontalplanet i kneet kan være et resultat av måten markørene er festet på eller crosstalk (Freeman & Pinskerova, 2005). Hudmonterte markører beveger seg sammen med bløtvevet og er en av de største feilkildene. Disse tilfeldige feilene er vanskelige å kontrollere for på grunn av ikke-systematiske bevegelser i bløtvevet. I tillegg kan målingene av valgusvinklene bli forstyrret på grunn av crosstalk når det skal måles bevegelser i flere plan. Det vil si at valgusvinkelen kan øke når fleksjonen øker. På tross av metodiske begrensninger er tredimensjonal bevegelsesanalyse det best tilgjengelige hjelpemiddelet vi har. Det er viktig å være klar over disse begrensningene når dataene skal tolkes og analyseres. Sannsynligheten er større for at de kinetiske målingene er riktige og vi bør derfor legge mer vekt på sammenhengen mellom pronasjon og valgusmomentet istedenfor pronasjon og valgusvinkelen.

På grunn av at noen håndballspillere i vår studie hadde mye fleksjon i rygg og hofta i landingen var det ikke mulig å få tracket bekkenmarkørene under fallhoppene. Dette har resultert i at håndballspillere med et spesielt landingsmønster er blitt ekskludert. Resultatene kan derfor være påvirket av dette i og med at det er foreslått at økt hoftefleksjon i landingen kan føre til nedsatt kontroll av femur via hoftestabilisatorene (Boden et al., 2009).

Det ble ikke tatt hensyn til i utformingen av studiet at testdeltakerne hadde forskjellige typer sko. Utvalget av håndballsko er stort og egenskapene kan variere når det gjelder stabilitet og støtte for overpronasjon. I tillegg viste undersøkelser fra testingen i 2008 av

nyopptrykkede lag til toppdivisjonen at 17% (resultater ikke presentert her) hadde fått tilpasset innleggsåle som de brukte i skoen på testdagen. Dette ble ikke registrert i testingen av deltakerne som inngikk i analysen og det var derfor ikke mulig å ekskludere noen deltakere som brukte såle på testdagen. Vi vet derfor ikke hvor stor andel av håndballspillerne som hadde innleggsåler i skoene. Dette kan ha påvirket utfallet av resultatene da korrigerings av pronasjon i foten ved å benytte seg av ortoser er vist å kunne gi små, men signifikante forandringer i den mekaniske funksjonen av underekstremiteten (Gross og Foxworth, 2003; Landorf og Keenan, 2007). Hvis vi hadde latt alle testdeltakerne bruke samme nøytrale sko uten tilpassede innleggsåler kunne vi tatt hensyn til dette. I undersøkelse av skaderisiko vil dette derimot være mindre aktuelt i og med at spillerne nettopp har forskjellige sko og innleggsåler i kampsituasjonene når skadene oppstår.

Håndballspillerne med tidligere fremre korsbåndskade ble ikke ekskludert fra studien. Vi vet at utøvere med fremre korsbåndskade kan ha større navicular drop enn kontroller (Allen og Glasoe, 2000; Beckett et al., 1992; Hertel et al., 2004; Loudon et al., 1996; Woodford-Rogers et al., 1994). I tillegg fant Paterno og kolleger (2007) at det var forskjeller i biomekanikk under landing mellom det skadde beinet og det uskadde beinet hos 14 deltakere med fremre korsbåndskade to år etter skaden. Disse ble også sammenlignet med 18 friske kontroller. Resultatene viste asymmetri ved ettbens landinger fra fallhopp mellom det skadde og det uskadde beinet, men ikke mellom skadde og kontroller. Ortiz og kolleger (2007) fant at utøvere med tidligere skade og kontroller landet med liknende nevro-muskulære strategier ved ettbens landinger fra fallhopp. De skadde i denne studien hadde ikke ulikt landingsmønster i skadd og uskadd bein. De hadde forskjellig muskelaktivering og større skjærende krefter i anterior-posterior retning i kneet enn kontrollene. Blant de inkluderte deltakerne i vår studie var det 22 håndballspillere med tidligere korsbåndskade. De hadde signifikant høyere navicular drop verdier enn resten av utvalget. Antallet eller størrelsen var likevel ikke stort nok til at de gjennomsnittlige navicular drop verdiene som er presentert forandret seg når de med skade ble ekskludert. Det var heller ikke noe forskjell på resultatet av analysen mellom navicular drop og valgusmoment når de ble utelatt.

Vi kan ikke vite om resultatene i denne studien kun kan generaliseres til håndballspillere på elitenivå. At 88% av alle kvinnelige håndballspillere på elite og

landslagsnivå i Norge har blitt inkludert og analysert er en styrke med denne studien. Vi kan derfor med stor sannsynlighet si at statisk målt pronasjon i foten ikke har noe å si for valgusmomentet under landing fra fallhopp i denne gruppen av idrettsutøvere.

7.3 Konklusjon

Målet med denne studien var å undersøke sammenhengen mellom statisk målt pronasjon og valgusmomentet i kne under landing fra fallhopp hos kvinnelige håndballspillere på elitenivå. Resultatene viser at statisk målt pronasjon ikke har noen sammenheng med valgusmoment under landing. Vi kan likevel ikke utelukke pronasjon i foten som en av faktorene som fører til fremre korsbåndskade i og med at vi frem til dags dato ikke er sikre på hvilke mekanismer som ligger bak skaden.

7.4 Kliniske implikasjoner og videre studier

Andre faktorer som økt bevegelsesutslag i knefleksjon (Hargrave et al., 2003; Hewett et al., 2005), styrke i hofteabduktorene (Jacobs et al., 2007) og koordinasjon av muskulatur i underekstremiteten bidrar sannsynligvis mer til mindre valgusmoment i kneet ved landing fra fallhopp enn statisk målt pronasjon. Å instruere utøvere i å lande med økt knefleksjon og trening av styrke og koordinasjon i underekstremitetene for å unngå valgus i knær, vil derfor være viktige skadeforebyggende tiltak. Forfotslandinger er også en mekanisme som potensielt kan gi mindre valgus i kne på grunn av økt støtabsorbering (Cortes et al., 2007).

Fremtidige studier med nye metoder vil kunne avdekke om innadrotasjon i kneleddet er en viktig mekanisme ved fremre korsbåndskader. Hvis det er slik kan sannsynligvis pronasjon i foten spille en viktigere rolle enn det som er vist i denne studien. Videre studier bør undersøke sammenhengen mellom pronasjon og biomekanikk i kneet i transversalplanet og frontalplanet ved andre dynamiske oppgaver. Disse dynamiske oppgavene bør simulere skadesituasjonen bedre enn et tobens fallhopp.

Skadesituasjoner som involverer landinger og finter på ett bein med flatt fotsett eller hælen først vil potensielt kunne være mer påvirket av økt pronasjon i foten.

Referanser

Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M., (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates in closerange photogrammetry. I: *Proceedings of the ASP/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry*. (s. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.

Allen, M. K. & Glasoe, W. M. (2000). Metrecom Measurement of Navicular Drop in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl. Train.*, 35, 403-406.

Altman, D. (1991). *Practical statistics for Medical research*. London: Chapman and Hall.

Arendt, E. & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am.J Sports Med.*, 23, 694-701.

Arendt, E. A., Agel, J., & Dick, R. (1999). Anterior Cruciate Ligament Injury Patterns Among Collegiate Men and Women. *J Athl. Train.*, 34, 86-92.

Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I., & Eriksson, E. (1984). The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am.J Sports Med.*, 12, 8-18.

Aune, A. K., Cawley, P. W., & Ekeland, A. (1997). Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am.J Sports Med.*, 25, 187-190.

Bahr, R. & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br.J Sports Med.*, 39, 324-329.

Beckett, M. E., Massie, D. L., Bowers, K. D., & Stoll, D. A. (1992). Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. *J Athl. Train.*, 27, 58-62.

Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech*, 23, 617-621.

Bellchamber, T. L. & van den Bogert, A. J. (2000). Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech*, 33, 1397-1403.

Besier, T. F., Sturnieks, D. L., Alderson, J. A., & Lloyd, D. G. (2003). Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *J Biomech*, 36, 1159-1168.

Beynon, B. D., Fleming, B. C., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renstrom, P. A., & Pope, M. H. (1995). Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am.J Sports Med.*, 23, 24-34.

Bland, J. M. & Altman D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, i, 307-310.

Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Jr., & Garrett, W. E., Jr. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573-578.

- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am.J Sports Med.*, *37*, 252-259.
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop.Clin.North Am.*, *13*, 541-558.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *J Biomech*, *39*, 1096-1106.
- Cerulli, G., Benoit, D. L., Lamontagne, M., Caraffa, A., & Liti, A. (2003). In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*, *11*, 307-311.
- Chiari, L., Della, C. U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait.Posture.*, *21*, 197-211.
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., & Garrett, W., Jr. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury. *Am.J Sports Med.*, *28*, 234-240.
- Cornwall, M. W. & McPoil, T. G. (1995). Footwear and foot orthotic effectiveness research: a new approach. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *21*, 337-344.
- Cornwall, M. W. & McPoil, T. G. (1999). Relative movement of the navicular bone during normal walking. *Foot Ankle Int.*, *20*, 507-512.
- Cortes, N., Onate, J., Abrantes, J., Gagen, L., Dowling, E., & Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. *J Appl.Biomech*, *23*, 289-299.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl.Train.*, *40*, 41-46.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *J Athl.Train.*, *41*, 67-73.
- Dahl, H. A., & Rinvik, E. (1999). *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen Akademisk Forlag.
- Davis RB3, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*, *10*, 575-578.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard, S. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin.Biomech (Bristol, Avon.)*, *18*, 662-669.
- Della, C. U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait.Posture.*, *21*, 226-237.

- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am.J Sports Med.*, *32*, 477-483.
- Dempster, W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. WADC Technical Report 55-159. Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- Duffey, M. J., Martin, D. F., Cannon, D. W., Craven, T., & Messier, S. P. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med.Sci.Sports Exerc.*, *32*, 1825-1832.
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Menetrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*, *14*, 204-213.
- Earl, J. E., Monteiro, S. K., & Snyder, K. R. (2007). Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *37*, 245-252.
- Ebstrup, J. F. & Bojsen-Moller, F. (2000). Anterior cruciate ligament injury in indoor ball games. *Scand.J Med.Sci.Sports*, *10*, 114-116.
- Fagenbaum, R. & Darling, W. G. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am.J Sports Med.*, *31*, 233-240.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav.Res.Methods*, *39*, 175-191.
- Ferber, R., McClay, D., I, Williams, D. S., III, & Laughton, C. (2002). A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. *J Orthop.Res.*, *20*, 1139-1145.
- Finch, E., Brooks, D., Stratford, P. W. & Mayo, N. E. (2002). *Physical rehabilitation outcome measures. A guide to enhanced clinical decision making*. Hamilton, Ontario: Lippincott, Williams & Wilkins.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynnon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J. et al. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech*, *34*, 163-170.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med.Sci.Sports Exerc.*, *35*, 1745-1750.
- 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. *J Strength.Cond.Res.*, *19*, 394-399.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Vianello, R. M., Seiwert, S. L., & Hewett, T. E. (2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and

female athletes when performing single leg landings. *Clin.Biomech (Bristol., Avon.)*, 21, 33-40.

Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med.Sci.Sports Exerc.*, 39, 2021-2028.

Freeman, M. A. & Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*, 38, 197-208.

Fuller J, Liu LJ, Murphy MC, Mann RW. (1997). A comparison of lowerextremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Hum Mov Sci*, 16, 219–42.

Fung, D. T. & Zhang, L. Q. (2003). Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch. *Clin.Biomech (Bristol., Avon.)*, 18, 933-941.

Gabriel, Y. F. (2007). Ligament. I: Kolt, G. S. & Snyder-Mackler, L. S. (Red.), *Physical therapies in sport and exercise*. (s. 42-58). Philadelphia, PA: Churchill Livingstone.

Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *J Biomech*, 30, 847-850.

Gould, N. (1983). Evaluation of hyperpronation and pes planus in adults. *Clin.Orthop.Relat Res.*, 37-45.

Granan, L. P., Bahr, R., Steindal, K., Furnes, O., & Engebretsen, L. (2008). Development of a national cruciate ligament surgery registry: the Norwegian National Knee Ligament Registry. *Am.J Sports Med.*, 36, 308-315.

Gray, J., Taunton, J. E., McKenzie, D. C., Clement, D. B., McConkey, J. P., & Davidson, R. G. (1985). A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *Int.J Sports Med.*, 6, 314-316.

Gray F.R.S., Henry. (2001). *Gray's anatomy, a facsimile*. Surrey, UK: Taj Books.

Gross, M. T. & Foxworth, J. L. (2003). The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 33, 661-670.

Grood, E. S. & Suntay, W. J. (1983). A joint coordination system for the clinical description of three-dimensional motions: Application for the knee. *J Biomech Engineering*, 105, 136-144.

Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., & Schneider, K. (1998). A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J Biomech*, 31, 439-444.

Hanavan, E. P. (1964). *A mathematical model of the human body*. AMRL Technical report 64-102. Wright-Patterson Air Force Base, OH.

Hargrave, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *J Athl.Train.*, 38, 18-23.

- Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. *J Biomech*, 13, 833-843.
- Hertel, J., Gay, M. R., & Denegar, C. R. (2002). Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. *J Athl. Train.*, 37, 129-132.
- Hertel, J., Dorfman, J. H., & Braham, R. A. (2004). Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *J Sports Sci Med.*, 3, 220-225.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G. et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am.J Sports Med.*, 33, 492-501.
- Hewett, T. E., Zazulak, B. T., Myer, G. D. & Ford, K. R. (2005b). A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *Br. J Sports Med.*, 39, 347-350.
- Hewett, T. E., Ford, K. R., & Myer, G. D. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am.J Sports Med.*, 34, 490-498.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006b). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am.J Sports Med.*, 34, 299-311.
- Hintermann, B. & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med.*, 26, 169-176.
- Isaac, D. L., Beard, D. J., Price, A. J., Rees, J., Murray, D. W., & Dodd, C. A. (2005). In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. *Knee.*, 12, 25-31.
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R., & Rayens, W. S. (2007). Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl. Train.*, 42, 76-83.
- Jenkins, W. L., Killian, C. B., Williams, D. S., III, Loudon, J., & Raedeke, S. G. (2007). Anterior cruciate ligament injury in female and male athletes: the relationship between foot structure and injury. *J Am.Podiatr.Med.Assoc.*, 97, 371-376.
- Jorgensen, U. (1984). Epidemiology of injuries in typical Scandinavian team sports. *Br.J Sports Med.*, 18, 59-63.
- Joseph, M., Tiberio, D., Baird, J. L., Trojjan, T. H., Anderson, J. M., Kraemer, W. J. et al. (2008). Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. *Am.J Sports Med.*, 36, 285-289.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., VAN Hoof, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med.Sci.Sports Exerc.*, 37, 1003-1012.

- Kirkendall, D. T. & Garrett, W. E., Jr. (2000). The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clin.Orthop.Relat Res.*, 64-68.
- Komistek, R. D., Kane, T. R., Mahfouz, M., Ochoa, J. A., & Dennis, D. A. (2005). Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech*, 38, 215-228.
- Kramer, L. C., Denegar, C. R., Buckley, W. E., & Hertel, J. (2007). Factors associated with anterior cruciate ligament injury: history in female athletes. *J Sports Med.Phys.Fitness*, 47, 446-454.
- Krogsgaard, M. R., Dyhre-Poulsen, P., & Fischer-Rasmussen, T. (2002). Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr.Kinesiol.*, 12, 177-182.
- Krosshaug, T., Andersen, T. E., Olsen, O. E., Myklebust, G., & Bahr, R. (2005). Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. *Br.J Sports Med.*, 39, 330-339.
- Krosshaug, T. & Bahr, R. (2005). A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *J Biomech*, 38, 919-929.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. et al. (2007). Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers--assessing the accuracy of simple visual inspection. *Gait.Posture.*, 26, 378-385.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R. et al. (2007b). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am.J Sports Med.*, 35, 359-367.
- Kuo, A. D. (1998). A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *J Biomech Eng*, 120, 148-159.
- Landorf, K. B. & Keenan, A. M. (2007). Do foot orthoses prevent injury? I: MacAuley, D. & Best, T. (Red.), *Evidence-based sports medicine*. (s. 73-92). Oxford, UK: Blackwell Publishing.
- Leardini, A., Chiari, L., Della, C. U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait.Posture.*, 21, 212-225.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S. L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*, 32, 395-400.
- Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., & Rubash, H. E. (2004). In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *J Orthop.Res.*, 22, 293-297.
- Liu, W. & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *J Biomech*, 33, 219-224.

- Loudon, J. K., Jenkins, W., & Loudon, K. L. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 24, 91-97.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop.Res.*, 13, 930-935.
- 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. *Am.J Sports Med.*, 32, 1144-1149.
- Matsumoto, H. (1990). Mechanism of the pivot shift. *J Bone Joint Surg.Br.*, 72, 816-821.
- Mazzocca, A. D., Nissen, C. W., Geary, M., & Adams, D. J. (2003). Valgus medial collateral ligament rupture causes concomitant loading and damage of the anterior cruciate ligament. *J Knee.Surg.*, 16, 148-151.
- McClay, I. S. & Manal, K. (1997). Coupling parameters in runners who pronate and normals. *J Appl Biomech*, 13, 109-124.
- McLean, S. G., Andrish, J. T. & van den Bogert, A. J. (2004). Letter to the editor. *Am.J Sports Med.*, 33, 1106.
- McLean, S. G., Huang, X., Su, A., & van den Bogert, A. J. (2004b). Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clin.Biomech (Bristol, Avon.)*, 19, 828-838.
- McLean, S. G., Lipfert, S. W., & van den Bogert, A. J. (2004c). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med.Sci.Sports Exerc.*, 36, 1008-1016.
- McLean, S. G., Andrish, J. T., & van den Bogert, A. J. (2005). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am.J Sports Med.*, 33, 1106-1107.
- McPoil, T. G. & Cornwall, M. W. (1996). The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 24, 309-314.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sports injury: A multifactorial model. *Clin J Sport Med.*, 4, 166-170.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am.Podiatr.Med.Assoc.*, 88, 119-129.
- Meyer, E. G. & Haut, R. C. (2005). Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *J Biomech*, 38, 2311-2316.
- Moiso, K. C., Sumner, D. R., Shott, S. & Hurwitz, D. E. (2003). Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques. *J Biomech*, 36, 599-603.

- Moller-Nielsen, J. & Hammar, M. (1989). Women's soccer injuries in relation to the menstrual cycle and oral contraceptive use. *Med.Sci.Sports Exerc.*, 21, 126-129.
- Mueller, M. J., Host, J. V., & Norton, B. J. (1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am.Podiatr.Med.Assoc.*, 83, 198-202.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2008). The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am.J Sports Med.*, 36, 1073-1080.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Engebretsen, L., Strand, T., & Solheim, E. (1997). Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scand.J Med.Sci.Sports*, 7, 289-292.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. (1998). A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand.J Med.Sci.Sports*, 8, 149-153.
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, 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. *Clin.J Sport Med.*, 13, 71-78.
- Myklebust, G. & Bahr, R. (2005). Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br.J Sports Med.*, 39, 127-131.
- Nguyen, A. D. & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 37, 389-398.
- Nunley RM, Wright D, Renner JB, Yu B, Garrett WE Jr. (2003). Gender comparison of patella tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Res Sports Med.*, 11, 173-185.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2003). Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scand.J Med.Sci.Sports*, 13, 299-304.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am.J Sports Med.*, 32, 1002-1012.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ*, 330, 449.
- Ortiz, A., Olson, S., Libby, C. L., Trudelle-Jackson, E., Kwon, Y. H., Etnyre, B. et al. (2008). Landing mechanics between noninjured women and women with anterior cruciate ligament reconstruction during 2 jump tasks. *Am.J Sports Med.*, 36, 149-157.
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin.J Sport Med.*, 17, 263-268.

- Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007). Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin.J Sport Med.*, *17*, 258-262.
- Picciano, A. M., Rowlands, M. S., & Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *18*, 553-558.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *33*, 639-646.
- Reid, J.G. & Jensen, R. K. (1990). Human body segment inertia parameters: a survey and status report. *Exerc Sport Sci Rev*, *18*, 225-41.
- Reinking, M. F., Austin, T. M., & Hayes, A. M. (2007). Exercise-related leg pain in collegiate cross-country athletes: extrinsic and intrinsic risk factors. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *37*, 670-678.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*, *30*, 729-732.
- Renstrom, P., Arms, S. W., Stanwyck, T. S., Johnson, R. J., & Pope, M. H. (1986). Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am.J Sports Med.*, *14*, 83-87.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W. et al. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br.J Sports Med.*, *42*, 394-412.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Rockar, P. A., Jr. (1995). The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *21*, 361-372.
- Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl.Train.*, *41*, 166-171.
- Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S., & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin.Biomech (Bristol., Avon.)*, *19*, 622-628.
- Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin.Biomech (Bristol., Avon.)*, *22*, 681-688.
- Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., & Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *19*, 162-167.

- Shimokochi, Y. & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl. Train.*, *43*, 396-408.
- Shimokochi, Y., Yong, L. S., Shultz, S. J., & Schmitz, R. J. (2009). The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl. Train.*, *44*, 33-38.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomech*, *42*, 280-285.
- Shultz, S. J., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2006). The independent and interactive effects of navicular drop and quadriceps angle on neuromuscular responses to a weight-bearing perturbation. *J Athl. Train.*, *41*, 251-259.
- Shultz, S. J., Nguyen, A. D., Windley, T. C., Kulas, A. S., Botic, T. L., & Beynnon, B. D. (2006b). Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: implications for multicenter studies. *Clin.J Sport Med.*, *16*, 155-161.
- Shultz, S. J. & Nguyen, A. D. (2007). Bilateral asymmetries in clinical measures of lower-extremity anatomic characteristics. *Clin.J Sport Med.*, *17*, 357-361.
- Slauterbeck, J. R., Fuzie, S. F., Smith, M. P., Clark, R. J., Xu, K., Starch, D. W. et al. (2002). The Menstrual Cycle, Sex Hormones, and Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl. Train.*, *37*, 275-278.
- Smith, J., Szczerba, J. E., Arnold, B. L., Martin, D. E. & Perrin, D. H. (1997). Role of hyperpronation as a possible factor for anterior cruciate ligament injuries. *J Athl. Train.*, *32*, 25-28.
- Smith, R., Ford, K. R., Myer, G. D., Holleran, A., Treadway, E., & Hewett, T. E. (2007). Biomechanical and performance differences between female soccer athletes in National Collegiate Athletic Association Divisions I and III. *J Athl. Train.*, *42*, 470-476.
- Soderkvist I, Wedin PA. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech*, *26*, 1473-1477.
- Speer, K. P., Spritzer, C. E., Bassett, F. H., III, Feagin, J. A., Jr., & Garrett, W. E., Jr. (1992). Osseous injury associated with acute tears of the anterior cruciate ligament. *Am.J Sports Med.*, *20*, 382-389.
- Stagni, R., Leardini, A., O'Connor, J. J., & Giannini, S. (2003). Role of passive structures in the mobility and stability of the human subtalar joint: a literature review. *Foot Ankle Int.*, *24*, 402-409.
- Stergiou, N., Bates, B. T., & James, S. L. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Med.Sci.Sports Exerc.*, *31*, 1645-1655.
- Stijak, L., Herzog, R. F., & Schai, P. (2008). Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case-control study. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*, *16*, 112-117.

- Strand T, Tvedte R, Engebretsen L, Tegnander A. (1990). Fremre korsbåndskader ved håndballspill. Skademekanismer og skadeinsidens. *Tidsskr Nor Laegeforen.*, 110, 2222-2225.
- Thomas, J. R., Nelson, J. K. & Silverman, S. J. (2005). *Research methods in physical activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop.Sports Phys. Ther.*, 9, 160-165.
- Tillman, M. D., Hass, C. J., Chow, J. W., & Brunt, D. (2005). Lower extremity coupling parameters during locomotion and landings. *J Appl.Biomech*, 21, 359-370.
- Trimble, M. H., Bishop, M. D., Buckley, B. D., Fields, L. C., & Rozea, G. D. (2002). The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clin.Biomech (Bristol., Avon.)*, 17, 286-290.
- Tsai, L. C., Yu, B., Mercer, V. S., & Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop.Sports Phys. Ther.*, 36, 942-953.
- 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. *Am.J Sports Med.*, 31, 831-842.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.*, 14, 82-99.
- Vauhnik, R., Morrissey, M. C., Rutherford, O. M., Turk, Z., Pilih, I. A., & Pohar, M. (2008). Knee anterior laxity: a risk factor for traumatic knee injury among sportswomen? *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*, 16, 823-833.
- Vaughan, C. L, Davis, B. L & O.Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait* (2. utg.). Cape Town: Kiboho Publishers.
- Vincent, W. J. (2005). *Statistics in kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Viskontas, D. G., Giuffre, B. M., Duggal, N., Graham, D., Parker, D., & Coolican, M. (2008). Bone bruises associated with ACL rupture: correlation with injury mechanism. *Am.J Sports Med.*, 36, 927-933.
- Wedderkopp, N., Kaltoft, M., Lundgaard, B., Rosendahl, M., & Froberg, K. (1999). Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scand.J Med.Sci.Sports*, 9, 41-47.
- Wedderkopp, N., Kaltoft, M., Holm, R., & Froberg, K. (2003). Comparison of two intervention programmes in young female players in European handball-with and without ankle disc. *Scand.J Med.Sci.Sports*, 13, 371-375.
- Williams, A. & Logan, M. (2004). Understanding tibio-femoral motion. *Knee.*, 11, 81-88.

- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin.Biomech (Bristol, Avon.)*, *21*, 977-983.
- Wojtys, E. M., Huston, L. J., Lindenfeld, T. N., Hewett, T. E., & Greenfield, M. L. (1998). Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Am.J Sports Med.*, *26*, 614-619.
- Woodford-Rogers, B., Cyphert, L., & Denegar, C. R. (1994). Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury in High School and College Athletes. *J Athl.Train.*, *29*, 343-346.
- Woltring HJ. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv Eng Software*, *8*, 104-113.
- Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement: II. A mathematical inertia model of the human body. *J Biomech*, *23*, 67-74.
- Yu, B. & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br.J Sports Med.*, *41 Suppl 1*, i47-i51.
- Zantop, T., Petersen, W., Sekiya, J. K., Musahl, V., & Fu, F. H. (2006). Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*, *14*, 982-992.
- Zatsiorsky, V. M. & Seluyanov, V. N. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. I: Matsui, H. & Kobayashi, K (Red.), *Biomechanics VIII-B*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, *35*, 292-299.
- Zazulak, B. T., Paterno, M., Myer, G. D., Romani, W. A., & Hewett, T. E. (2006). The effects of the menstrual cycle on anterior knee laxity: a systematic review. *Sports Med.*, *36*, 847-862.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am.J Sports Med.*, *35*, 1123-1130.

Tabelloversikt

Tabell 1. Demografiske data for alle spillere. Tabellen viser gjennomsnitt og standardavvik (SD) for alder, høyde og vekt.....	49
Tabell 2. Forskjeller mellom gruppene i demografiske og eksperimentelle variabler. Verdier er oppgitt i gjennomsnitt \pm standardavvik.....	56
Tabell 3. Tabellen viser Spearman rank korrelasjon koeffisient mellom avhengige og uavhengige variabler (*korrelasjonskoeffisient, $p < 0,01$).....	58

Figuroversikt

Figur 1. Modell bestående av fire sekvenser som blir benyttet innenfor forskning på forebygging av idrettsskader (modifisert fra van Mechelen et al, 1992).....	8
Figur 2. Figuren viser en modell av underekstremiteten i frontalplanet. a) viser underekstremiteten med leddene i nøytral stilling, b) er et forslag til hvordan pronasjon i foten kan påvirke valgus i kneet. De vertikalt rettede pilene representerer reaksjonskraften fra underlaget.	10
Figur 3. Høyre kneledd med ligamenter sett forfra (hentet fra Gray, 2001).	12
Figur 4. Modifisert utgave av Meeuwisses multifatorielle etiologimodell.....	15
Figur 5. Sammensatt modell for å kunne beskrive skadeårsaken (modifisert fra Bahr og Krosshaug, 2005).	21
Figur 6. Forskningsmetoder som benyttes til å beskrive mekanismer ved idrettskader (modifisert fra Krosshaug et al., 2005).	22
Figur 7. Invers dynamikk baserer seg på Newtons andre lov. F er kraft (kinetikk), m er legemets masse (antropometri) og a er legemets akselerasjon (kinematikk).	39
Figur 8. Kongruensiteten av det anterolaterale og det anteromediale hodet på talus palperes for å bestemme nøytral posisjon i subtalarleddet.	50
Figur 9. Måling av navicularhøyden i vektbærende stilling.	50
Figur 10. Plassering av 35 markører. Noen markører er utenfor synsfeltet.	51
Figur 11. Statisk forsøk ble utført først for å få opplysninger om kroppsvekt og tredimensjonale sammenhenger mellom markørene, segmentenes anatomiske akser og leddsentra. Figuren er tatt fra Qualisys Track Manager.	52
Figur 12. Fallhopp fra 40 cm høy krakk ned på de to kraftplatene. Deltakeren utfører et maksimalt vertikalt hopp direkte etter landing.	53
Figur 13. Scatter plott mellom resultatet på navicular drop test og maksimalt valgusmoment i kneet de første 50ms i landingen ved fallhopp (normalisert på kroppsvekt og høyde).	57
Figur 14. Valgusmoment i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene (N=164). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.	58
Figur 15. Valgusvinkel i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene (N=164). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.	59

Figur 16. Reaksjonskraft fra underlaget (GRF) gjennom kontaktfasen for alle subjektene (N=164). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.	59
Figur 17. Fleksjonsvinkel i kneet gjennom kontaktfasen for alle subjektene (N=164). Den røde linjen viser gjennomsnittet for alle subjekter og de to blå linjene viser standardavviket.	60
Figur 18. Bland-Altman plott (Bland og Altman, 1986) som viser gjennomsnittet av første og andre måling mot differansen mellom første og andre måling på 34 føtter. Referanselinjene angir gjennomsnittet av differansen mellom første og andre måling ± 2 standardavvik.	61

Vedlegg

Vedlegg 1: Brev til klubbene.

Vedlegg 2: Informasjon til forsøkspersoner og samtykkeerklæring.

Vedlegg 3: Godkjenning fra etisk komité.

Vedlegg 4: Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS.

Vedlegg 5: Skjema for antropometriske data.

Klubbene i Eliteserien i håndball for kvinner
Serieforeningen håndball

Undersøkelse av risikofaktorer for korsbåndskader

Ved Senter for idrettsskedeforskning er det utviklet et treningsprogram som nå er i bruk i de fleste eliteklubbene i Norge. Undersøkelser viser at antall skader er omtrent halvert i de klubbene som bruker programmet. Likevel er det fremdeles langt igjen til at vi kan forebygge disse skadene så effektivt som ønskelig, til beste for den enkelte spiller og til beste for norsk håndball.

Det første målet på veien til et mer effektivt program for forebygging av disse alvorlige skadene er å forstå hva som gjør at enkelte spillere lettere blir skadet enn andre. Derfor vil Norges håndballforbund og Senter for idrettsskedeforskning starte et nytt prosjekt som involverer spillerne i eliteserien for kvinner, samt seniorlandslaget.

Senter for idrettsskedeforskning er en forskningsgruppe bestående av fysioterapeuter, kirurger og biomekanikere med idrettskunnskap. Senteret ble opprettet i 2000 med den primære målsetningen å forebygge skader i norsk idrett, med et særlig fokus på håndball, fotball og alpin skiidrett. Senteret er finansiert gjennom midler fra Helse Øst, Kulturdepartementet, Norges Idrettsforbund og Olympiske Komité og Norsk Tipping AS, og holder til på Norges idrettshøgskole i Oslo. Senter for idrettsskedeforskning har allerede gjennomført flere vellykkede prosjekter i samarbeid med Norges Håndballforbund.

I det nye prosjektet vil en rekke forskjellige risikofaktorer for korsbåndskader bli kartlagt ved prosjektstart. Deretter vil alle nye korsbåndsskader bli registrert gjennom de tre påfølgende sesongene. Resultatene vil fortelle oss hva som karakteriserer utøvere som får korsbåndskader. Dermed kan vi utvikle mer spesifikke tiltak for å forebygge skader og ikke minst rette disse mot de utøverne som har høyest risiko.

I praksis innebærer dette at alle lag vil bli invitert til en testdag på Norges idrettshøgskole. Testingen vil foregå i juni 2007, hvor ett og ett lag vil bli testet om gangen. Testene vil måle hurtighet, styrke, spenst, bevegelighet og andre faktorer som kan påvirke risikoen for å pådra seg en korsbåndskade. Det vil også bli gjennomført en avansert tredimensjonal analyse av finteteknikken til spillerne. Mange av disse testene måler også ferdigheter som er viktig for å prestere på håndballbanen. Prosjektet vil derfor også gi klubben kunnskap om fysisk prestasjonsevne som vil være verdifull i treningsarbeidet.

Senter for idrettsskedeforskning vil dekke alle reise- og matutgifter for spillerne. Deres klubb vil i den nærmeste tiden bli kontaktet for å avklare om dere ønsker å delta og avtale testtidspunkt.

Vi ser frem til et godt samarbeid!

Vennlig hilsen

Per Otto Furuseth
Generalsekretær NHF

Roald Bahr (s)
Leder, Senter for idrettsskedeforskning



FORESPØRSEL OM DELTAKELSE I PROSJEKTET:
Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en prospektiv kohortstudie

Bakgrunn for forsøket

Korsbåndsskader i håndball har i det siste vært et ”hett” tema både i media og i forskningssammenheng. Dette skyldes først og fremst den relativt store hyppigheten av denne alvorlige skaden, særlig blant damene (skadehyppigheten er 3-7 ganger høyere enn for menn). Problemet så langt er imidlertid at vi vet for lite om risikofaktorene og skademekanismene for disse skadene. Denne informasjonen er viktig når vi skal forebygge skader, både for å kunne vite hvem som vil ha størst glede av forebyggende trening og for å kunne utvikle mest mulig effektive treningsmetoder for å forebygge skader.

Senter for idrettsskadeforskning er en forskningsgruppe av fysioterapeuter, kirurger og biomekanikere med idrettskunnskap. Vår hovedmålsetting er å forebygge skader i norsk idrett, med spesiell satsning på håndball, fotball og alpint skiidrett. Vi er finansiert av Helse Øst, Kulturdepartementet, Norges idrettsforbund og olympiske komite, Norsk Tipping AS., og holder hus på Norges idrettshøgskole (NIH) i Oslo. Vi har også hatt flere andre prosjekter tidligere der vi har samarbeidet med Norges håndballforbund.

Denne studien er en viktig brikke i arbeidet med å finne ut hvorfor noen får en korsbåndskade. Vi ønsker nå å undersøke ulike mulige risikofaktorer for korsbåndskader, for deretter å kartlegge hvem som får korsbåndskader de påfølgende sesongene.

Gjennomføring av prosjektet

Vi ønsker at du som elitespiller deltar i denne studien. Det er selvfølgelig frivillig om du vil delta. Forsøkene vil finne sted på NIH. I løpet av en dag vil vi gjennomføre forskjellige styrke- og bevegelsestester, samt gjennomføre en bevegelsesanalyse av hvordan du finter, hopper og lander. Denne analysen finner sted i vårt biomekaniske laboratorium. Undersøkelsen starter med en kort oppvarming. Så får du festet små refleksmarkører på kroppen (33 stk totalt). Deretter vil du bli bedt om å gjennomføre tre håndballfinter og tre svikthopp. Under disse øvelsene er det 8 infrarøde kamera som filmer markørene, samtidig som kreftene fra underlaget blir målt. Dataene fra markører, kraftplattform og anatomiske mål benyttes i en matematisk modell som gir ut leddkrefter og momenter. Disse kreftene/momentene gir oss informasjon om hvordan muskler og passive strukturer som leddbånd belastes.

Bevegelsesanalysen vil ta ca. 1.5 time, inkludert anatomiske mål og påsetting av markører. De andre testene gjennomføres resten av tiden laget er på NIH. Totalt vil du måtte tilbringe ca. 8 timer på NIH. I tillegg til disse testene vil du få utdelt et skjema, der vi spør om håndballerfaring, tidligere skade, skade i familien, treningsmengde, menstruasjonsstatus og knefunksjon. Spørreskjemaet svarer du på mens du er her, til sammen vil det ta ca. 30 min.

Behandling av data

Vi ønsker å følge deg opp jevnlig mens du spiller håndball de neste tre årene for å kartlegge hvor mye du trener og konkurrerer og om du får en fremre korsbåndskade. Dette vil skje ved at du får tilsendt et enkelt spørreskjema på mail om lag hver 2. måned. Det vil det ta mindre enn 5 minutter å svare på skjemaet.

Vi er interessert i å kunne kontakte deg senere med tanke på oppfølgingsstudier. Dette kan f.eks. skje ved at du får tilsendt et spørreskjema. Av den grunn vil vi lagre resultatene fra testene og svarene på spørreskjemaet i 15 år framover. Etter dette vil dataene bli anonymisert. Dataene blir behandlet konfidensielt, og kun i forskningsøyemed. Forskere som bruker dataene er underlagt taushetsplikt. Dersom du ikke ønsker å være med på etterundersøkelser, kan du reservere deg mot det i samtykkeerklæringen. I så fall vil alle dine data bli slettet etter tre år.

Hva får du ut av det?

Vi kan ikke tilby noe honorar for oppmøtet, men vil dekke eventuelle reise- og matutgifter. I tillegg vil du få kopi av dine resultater fra prestasjonstestene (styrke, spenst, hurtighet), som vil kunne gi deg en beskrivelse av din fysiske form.

Angrer du?

Du kan selvfølgelig trekke deg fra forsøket når som helst. Du trenger ikke å oppgi noen grunn. Alle data som angår deg vil i så fall bli slettet.

Spørsmål?

Ring gjerne til Eirik Kristianslund, tlf.: 40 04 27 92 hvis du har spørsmål om prosjektet, eller send e-post til eirik.kristianslund@nih.no.

Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere - en prospektiv kohortstudie

SAMTYKKEERKLÆRING

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

Jeg ønsker ikke å bli kontaktet etter endt karriere med tanke på oppfølgingsstudier

Sted

Dato

.....

.....

.....
Underskrift

.....
Navn med blokkbokstaver

.....
Adresse

.....
Mobiltelefon

.....
E-postadresse



UNIVERSITETET I OSLO

DET MEDISINSKE FAKULTET

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

Regional komité for medisinsk forskningsetikk

Sør- Norge (REK Sør)

Postboks 1130 Blindern

NO-0318 Oslo

Telefon: 228 44 666

Telefaks: 228 44 661

E-post: rek-2@medisin.uio.no

Nettadresse: www.etikkom.no

Dato: 10.4.07

Deres ref.:

Vår ref.: S-07078a

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

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

Komiteen tar svar på merknader til etterretning.

Komiteen har ingen merknader til revidert informasjonsskriv med samtykkeerklæring.

Komiteen tilrår at prosjektet gjennomføres.

Vi ønsker lykke til med prosjektet.

Med vennlig hilsen

Kristian Hagestad

Kristian Hagestad

Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med

Leder

Jørgen Hardang

Jørgen Hardang
Sekretær



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

Tron Krosshaug
Senter for idrettsskadeforskning
Norges Idrettshøgskole
Postboks 4014 Ullevål Stadion
0806 OSLO

Vår dato: 03.05.2007

Vår ref: 16639/KS

Deres dato:

Deres ref:

TILRÅDING AV BEHANDLING AV PERSONOPPLYSNINGER

Vi viser til melding om behandling av personopplysninger, mottatt 29.03.2007. Meldingen gjelder prosjektet:

16639	<i>Risikofaktorer for fremre korsbåndskader hos kvinnelige elitehåndballspillere – en prospektiv kohortstudie</i>
Behandlingsansvarlig	<i>Norges idrettshøgskole, ved institusjonens øverste leder</i>
Daglig ansvarlig	<i>Tron Krosshaug</i>
Student	<i>Eirik Kristianslund</i>

Personvernombudet har vurdert prosjektet, og finner at behandlingen av personopplysninger vil være regulert av § 7-27 i personopplysningsforskriften. Personvernombudet tilrår at prosjektet gjennomføres.

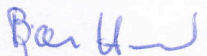
Personvernombudets tilråding forutsetter at prosjektet gjennomføres i tråd med opplysningene gitt i meldeskjemaet, korrespondanse med ombudet, eventuelle kommentarer samt personopplysningsloven/-helseregisterloven med forskrifter. Behandlingen av personopplysninger kan settes i gang.

Det gjøres oppmerksom på at det skal gis ny melding dersom behandlingen endres i forhold til de opplysninger som ligger til grunn for personvernombudets vurdering. Endringsmeldinger gis via et eget skjema, <http://www.nsd.uib.no/personvern/endringskjema>. Det skal også gis melding etter tre år dersom prosjektet fortsatt pågår. Meldinger skal skje skriftlig til ombudet.

Personvernombudet har lagt ut opplysninger om prosjektet i en offentlig database, <http://www.nsd.uib.no/personvern/register/>

Personvernombudet vil ved prosjektets avslutning, 01.06.2017, rette en henvendelse angående status for behandlingen av personopplysninger.

Vennlig hilsen


Bjørn Henrichsen


Katrine Utaaker Segadal

Kontaktperson: Katrine Utaaker Segadal tlf: 55 58 35 42

Vedlegg: Prosjektvurdering

Kopi: Eirik Kristianslund, Nedre Ullevål 9 - H0407, 0850 OSLO



Prosjektvurdering - Kommentar

16639

Det vil i prosjektet bli registrert sensitive opplysninger om helseforhold, jf. personopplysningsloven § 2 nr. 8 c).

Prosjektslutt er angitt til 01.06.17. Senest ved prosjektslutt vil datamaterialet være anonymisert. Med anonyme opplysninger forstås opplysninger som ikke på noe vis kan identifisere enkeltpersoner i et datamateriale, verken direkte gjennom navn eller personnummer, indirekte gjennom bakgrunnsvariabler eller gjennom navneliste/koblingsnøkkel eller krypteringsformel og kode. Videoopptak slettes.

Ombudet ber om at følgende tilføyes i informasjonsskrivet til utvalget:

- at det er frivillig å delta
- at datamaterialet vil anonymiseres ved prosjektslutt
- at data behandles konfidensielt og at forsker er underlagt taushetsplikt

Input for the calculation of Yeadons Body Segment Parametres

Navn

Personnummer

Lag

Dato

Torso	p	w	h		
Ls0 hip joint centre	104,50	34,00			
Ls1 umbilicus	93,00	33,00	14,50		
Ls2 lowest front rib	83,00	27,70	9,50		
Under BH (Ls2b)	84,50	30,00	6,00		
Ls3 nipple	97,00	31,00	7,00	Avstand skuldersentre	Dybde skulder
Ls4 shoulder joint centre	10,20	37,50	18,00	37,50	10,20
Ls5 acromion/neck	34,50		10,00		
Ls6 beneath nose	45,50		9,00	Dybde over øret	
Ls7 above ear	55,00	19,00	7,00	19,00	
Ls8 top of head			10,50		

p=perimeter
w=width
h=height

Left arm			
La0 shoulder joint centre	39,00		
La1 mid-arm	30,00		14,00
La2 elbow joint centre	24,00		12,00
La3 maximum forearm perimeter	24,00		10,00
La4 wrist joint centre	16,00		16,00
La5 Lengde hånd			0,00

Right arm			
Lb0 shoulder joint centre	39,00		
Lb1 mid-arm	30,00		14,00
Lb2 elbow joint centre	24,00		12,00
Lb3 maximum forearm perimeter	24,00		10,00
Lb4 wrist joint centre	16,00		16,00
La5 lengde hånd			
brede hånd			

Left Leg					
Lj0 hip joint centre					
Lj1 crotch	67,00		5,50		
Lj2 mid-thigh	63,00		12,00		
Lj3 knee joint centre	38,50		28,00		
Lj4 maximum calf perimeter	39,00		13,00		
Lj5 minimum calf perimeter	22,00		23,00		
Lj6 ankel joint centre	26,00		6,00		
Lj7 ankel-gulv højde			6,50	Lengde fot	Bredde fot
Lj8 lengde fot				25,00	0,00

Right Leg					
Lk0 hip joint centre					
Lk1 crotch	67,00		5,50		
Lk2 mid-thigh	63,00		12,00		
Lk3 knee joint centre	38,50		28,00		
Lk4 maximum calf perimeter	39,00		13,00		
Lk5 minimum calf perimeter	22,00		23,00		
Lk6 ankel joint center	26,00		6,00		
Lj7 ankel-gulv			6,50	Lengde fot	Bredde fot
Lj8 lengde fot				25,00	0,00

	Right	Left
Width Knee	11,20	11,20
Width ankle	7,10	7,10
Height Floor-Hip Joint Center	89,00	89,00
Height Floor-Shoulder	135,50	135,50

Length finger - finger	171,50
ASIS dist	29,50
Dybde pelvis	22,50
Height:	170,00