

Øystein Mjelde Skipenes

Årsaker til ryggfleksjon i knebøy

Rollen til hofte- og ankelbevegelse og antropometri

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2017

Sammendrag

Innledning: Knebøy er en populær og effektiv styrkeøvelse for underekstremitetene, og det er vist at dype knebøy kan ha større effekt på hypertrofi og muskelstyrke enn grunne knebøy. Korsryggsmerter kan imidlertid forekomme hos personer som utfører knebøy med ytre belastning, og en av flere mulige foreslåtte risikofaktorer for korsryggsmerter er mekanisk belastning på columna vertebralis (ryggsøylen). Ved utførelse av knebøy kan fleksjon av lumbalcolumna, også kalt ryggfleksjon, forekomme, noe som kan øke kompresjons- og skjærkreftene som virker på columna. Det er uklart hva som forårsaker ryggfleksjon i knebøy, men bevegelighet og antropometri har vist seg å være assosiert med columnas bevegelser i knebøy. Denne tverrsnittsstudien hadde derfor til hensikt å undersøke hvorvidt bevegelighet i hoft- og ankelledd og antropometriske variabler som columna-, femur- og tibialengde hadde en sammenheng med ryggfleksjon i knebøy.

Metode: 78 friske, mannlige studenter i alderen 18-40 år ble rekruttert til denne studien for å bli filmet og vurdert i forhold til grad av ryggfleksjon i knebøy. Deltakerne ble deretter fordelt inn i tre grupper: Liten, moderat eller stor grad av ryggfleksjon. 43 deltakere fra først- og sistnevnte gruppe fullførte på et senere tidspunkt 3D-analyse av smal knebøy (SK) – 40 cm avstand mellom utside venstre og høyre fot – og to aktive bevegelighetstester med hensikt å kvantifisere maksimal dorsal- og hoftefleksjon i henholdsvis ankel- og hofteleddet. I tillegg ble det utført én passiv, manuell bevegelighetstest for å vurdere hamstrings sin ettergivelighet, hvor goniometer ble benyttet for å kvantifisere maksimal ekstensjon i kneleddet.

Resultater: Justert R^2 i regresjonsmodellen ved 70° og 80° femurhelning var henholdsvis 0,20 og 0,24, men fravær av uteligger reduserte dette til 0,14 og 0,16. Maksimal dorsalfleksjon i ankelleddet var den eneste variabelen som korrelerte signifikant og moderat med ryggfleksjon i SK ved 70° og 80° femurhelning ($p < 0,005$ og $0,004$; $r = -0,43$ og $-0,47$), i tillegg til at variabelen bidro signifikant og mest i regresjonsmodellen ved 70° og 80° femurhelning ($p < 0,003$ og $0,004$; $\beta = -0,46$ og $-0,50$). Det var en liten – men med tendens til moderat – korrelasjon mellom relativ columnalengde og ryggfleksjon i SK ved 70° femurhelning ($p < 0,08$; $r = -0,27$), samt at variabelen bidro signifikant i regresjonsmodellen ved 70° femurhelning ($p < 0,024$; $\beta = -0,33$). Fravær av uteligger reduserte dette bidraget.

Konklusjon: Bevegelighet og antropometri kunne forklare maksimalt én fjerdedel av variasjonen for ryggfleksjon i SK i regresjonsmodellen. Maksimal dorsalfleksjon var den eneste variabelen som hadde en signifikant korrelasjon med ryggfleksjon i SK.

Forkortelser

1 RM	Én repetisjon maksimum
3D	Tredimensjonal
B og β	Ustandardisert og standardisert koeffisient
C3	Cervicalvirvel 3
C7	Cervicalvirvel 7
CT	Computertomografi
EMG	Elektromyografi
FAI	Femoroacetabular impingement
HiOA	Høgskolen i Oslo & Akershus
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
KI	Konfidensintervall
L1	Lumbalvirvel 1
L3	Lumbalvirvel 3
L4	Lumbalvirvel 4
L5	Lumbalvirvel 5
LF	Lite Fleksjon (gruppe)
n	Antall deltakere (engelsk; number of subjects)
NIH	Norges idrettshøgskole
PHS	Politihøgskolen
R^2	Bestemmelseskoeffisienten/kvadrert r
REK	Regionale komitéer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk
ROM	Range of motion
S1	Sacrumvirvel 1
S2	Sacrumvirvel 2
SD	Standardavvik (engelsk; standard deviation)
SF	Stor Fleksjon (gruppe)
SIAS	Spina Iliaca Anterior Superior
SIPS	Spina Iliaca Posterior Superior
SK	Smal knebøy
TH6	Thoracalvirvel 6
TH12	Thoracalvirvel 12

Innholdsfortegnelse

SAMMENDRAG	3
FORKORTELSER.....	4
1. INNLEDNING	6
1.1 PROBLEMSTILLING.....	8
2. TEORI	9
2.1 MULIGE ÅRSAKER TIL RYGGFLEKSJON I KNEBØY	9
2.1.1 BEVEGELIGHET I HOFTE- OG ANKELLEDDET	9
2.1.2 ANTROPOMETRI	16
2.1.3 ANDRE MULIGE ÅRSAKER	19
2.2 MÅLING AV RYGGFLEKSJON I KNEBØY	20
3. METODE	21
3.1 STUDIEDESIGN	21
3.2 INKLUSJONSKRITERIER	21
3.3 VISUELL VURDERING	22
3.4 3D-ANALYSE, DATAPROSESSERING OG BIOMEKANISK MODELL.....	24
3.4.1 KNEBØY.....	28
3.4.2 BEVEGELIGHETSTESTER	30
3.4.2.1 MAKSIMAL STÅENDE DORSALFLEKSJON	30
3.4.2.2 MAKSIMAL HOFTEFLEKSJON I MCGILL-TEST	31
3.5 MANUELL TESTING AV HAMSTRINGS SIN ETTERGIVELIGHET	33
3.5.1 MAKSIMAL KNEEKSTENSJON MED 120° HOFTEFLEKSJON	33
3.6 ANTROPOMETRISKE MÅL	34
3.7 STATISTISKE ANALYSER.....	34
4. RESULTATER.....	37
4.1 DELTAKERE	37
4.2 KNEBØY, BEVEGELIGHETSTESTER OG ANTROPOMETRISKE VERDIER.....	37
4.3 KORRELASJON.....	38
4.4 STANDARD MULTIPPEL LINEÆR REGRESJONSANALYSE	39
5. DISKUSJON.....	41
5.1 BEVEGELIGHET OG RYGGFLEKSJON I KNEBØY	42
5.2 ANTROPOMETRI OG RYGGFLEKSJON I KNEBØY	47
5.3 ANDRE POTENSIELLE VARIABLER OG RYGGFLEKSJON I KNEBØY	48
5.4 STYRKER OG SVAKHETER VED STUDIEN.....	49
6. KONKLUSJON.....	52
REFERANSER	53
TABELLOVERSIKT	65
FIGUROVERSIKT	66
VEDLEGG 1.....	68
VEDLEGG 2.....	70
VEDLEGG 3.....	72

1. Innledning

Styrketrening har blitt relativt populært i løpet av de siste tiårene (Wernbom, Augustsson, & Thomee, 2007). En treningsøvelse som er hyppig brukt innenfor styrketrening og rehabilitering er knebøy (Escamilla, 2001; List, Gulay, Stoop, & Lorenzetti, 2013; Schoenfeld, 2010). Knebøy innebærer bevegelse i og belastning over flere ledd i underekstremitetene (McKean & Burkett, 2012), og kan dermed stimulere til hypertrofi og økt styrke i muskulatur rundt kne- og hofteleddet (Gullett, Tillman, Gutierrez, & Chow, 2009; Slater & Hart, 2017). Dette gjør at knebøy er ansett som en av de mest effektive treningsøvelsene for å øke benstyrken (McKean, Dunn, & Burkett, 2010), noe som har vist seg å være vesentlig for å redusere risikoen for fall hos eldre mennesker (Eckardt, 2016), i tillegg til at øvelsen har vist seg å være viktig for idrettslige prestasjoner, knerehabilitering, samt skadeforebygging (Donnelly, Berg, & Fiske, 2006; Hartmann, Wirth, Klusemann, Dalic, Matuschek, & Schmidtbleicher, 2012; Slater & Hart, 2017).

Bevegelsesutslag (engelsk; "Range of motion" eller ROM) ser ut til å være viktig for effekten av styrketrening. I en studie med mannlige idrettsstudenter med lite knebøyerfaring ble det registrert større økning i muskeltverrsnitt i quadriceps femoris hos deltakerne som gjennomførte tung knebøy (fra 10 til 3 repetisjon maksimum (RM)) til 120° fleksjon i kneleddet, sammenlignet med deltakerne som gjennomførte tung knebøy (fra 10 til 3 RM) til 60° fleksjon i kneleddet (Bloomquist, Langberg, Karlsen, Madsgaard, Boesen, & Raastad, 2013). Weiss og medarbeidere hadde i sin studie utrente mannlige og kvinnelige deltakere som utførte ni uker med dype eller grunne knebøy (Weiss, Frx, Wood, Relyea, & Melton, 2000). Det ble registrert størst effekt på muskelstyrke og hopp-prestasjon hos deltakerne som utførte dype knebøy. Robertson og medarbeidere rapporterte i sin studie høyere muskelaktivering i underekstremitetene jo dypere en gikk i knebøy med tung belastning (90 % av 1 RM) (Robertson, Wilson, & St Pierre, 2008), hvilket er forventet da ytre momentarmer øker i knebøy og kan bli dobbelt så lang ved 120° knefleksjon versus 60° knefleksjon (Bloomquist et al., 2013). Forsøkspersonene i denne studien – seks mannlige vektløftere – gikk så dypt at kneleddet var maksimalt flektert. Bryanton og medarbeidere rapporterte også det samme i sin studie, men samtidig observerte de lite forskjell i aktiveringen av knestrekkerne ved lav og høy grad av ytre belastning, det vil si 50 % og 90 % av 1 RM (Bryanton, Kennedy, Carey, & Chiu, 2012). Økt grad av ytre belastning førte derimot til høyere aktivering av hofteekstensorene og plantarfleksorene. Mekanisk drag i muskulaturen er kjent som et viktig stimuli for hypertrofi og økning i muskelstyrke (Ratamess

et al., 2009).

Korsryggsmerter kan forekomme hos personer som utfører knebøy med ytre belastning, muligens på grunn av totalbelastningen på columna vertebralis (ryggsøylen) (Walsh, Quinlan, Stapleton, FitzPatrick, & McCormack, 2007). Columna vertebralis blir videre i oppgaven referert til som columna. En av flere mulige foreslåtte risikofaktorer for korsryggsmerter er mekanisk belastning på columna (Bakker, Verhagen, van Trijffel, Lucas, & Koes, 2009), og opp mot 70 % av voksne mennesker opplever smerter i lumbalcolumna (Searle, Spink, Ho, & Chuter, 2015). Det hevdes at det er vanskelig å utføre dyp knebøy med en stabil columna og nøytralt bekken (Kritz, Cronin, & Hume, 2009). Under knebøy med ytre belastning kan høye kompresjons- og skjærkrefter forekomme, noe som kan øke risikoen for prolaps (Hartmann, Wirth, & Klusemann, 2013). For å redusere graden av kompresjons- og skjærkrefter er det anbefalt å gjennomføre knebøy med nøytral rygg (Kritz et al., 2009). En bevegelse som kan forekomme under knebøy er ryggfleksjon, spesielt i lumbalcolumna (figur 1). Ryggfleksjon blir av noen også kalt posterior bekkentilt. Denne bevegelsen forekommer ved høy grad av hoftefleksjon i knebøy (Schoenfeld, 2010), og antakeligvis ved nesten maksimal grad av hoftefleksjon vil bekkenet i størst grad være rotert posterior og økt ryggfleksjon vil da forekomme (Lamontagne, Kennedy, & Beaulé, 2009). Dette kan øke risikoen for skader (Neitzel & Davies, 2000).



Figur 1. Knebøy med fleksjon av lumbalcolumna i bunnposisjon til høyre (hentet 17.10.17 fra <https://www.thebarbellphysio.com/fixing-squat-butt-wink/>).

ROM i ankel- og hoftelrådet ser ut til å være viktig for utførelsen av knebøy. Økt grad av dorsalfleksjon i ankelleddet er viktig for å kunne redusere graden av fleksjon i lumbalcolumna (Hebling Campos, Furtado Alaman, Seffrin-Neto, Vieira, Costa de Paula, & Barbosa de Lira, 2017; List et al., 2013), samt utføre dyp knebøy (Kim, Kwon, Park, Jeon, & Weon, 2015). Ved redusert evne til å dorsalflekte i ankelleddet vil hælen ha en tendens til å forlate underlaget under knebøy (Schoenfeld, 2010). Det er blitt registrert hoftefleksjon fra 115° til 124° ved dyp knebøy hvor femur går under parallell i forhold til underlaget (Butler, Plisky, Southers, Scoma, & Kiesel, 2010). Hvis et individ har redusert grad av hoftefleksjon i knebøy så kan dette føre til at vedkommende må øke graden av fleksjon i columna for å kunne oppnå ønsket dybde (Kim et al., 2015; Schoenfeld, 2010). I tillegg til ROM ser det ut til at antropometri kan spille en vesentlig rolle for bevegelsesmønsteret ved knebøy. Personer som er høye og har lang columna, kan ha en tendens til å ha økt grad av fremoverlening av overkroppen i knebøy sammenlignet med lave personer (McKean & Burkett, 2012), hvilket øker sannsynligheten for at ryggfleksjon forekommer (McKean et al., 2010). Et individs kroppslengde og lengde på columna ser ut til å kunne forklare henholdsvis 36 % og 33 % av variasjonen hos menn og deres evne til å holde hælen i underlaget ved utførelse av knebøy (Fry, Housh, Hughes, & Eyford, 1988). McKean og medarbeidere hevder at disse antropometriske faktorene kan påvirke graden av fleksjon i columna ved utførelse av knebøy (McKean et al., 2010).

På bakgrunn av ovennevnte litteratur ser det ut til at bevegelighet og antropometri påvirker columnas bevegelser i knebøy. Per dags dato er det ingen studier som har undersøkt sammenhengen mellom bevegelighet i hofte- og ankelledd, antropometri, og graden av ryggfleksjon i knebøy. Denne studien har til hensikt å undersøke om bevegelighet og antropometri har en sammenheng med ryggfleksjon i knebøy.

1.1 Problemstilling

Studien har to problemstillinger:

- 1. Er det en sammenheng mellom ryggfleksjon i knebøy og bevegelighet i hofte- og ankelledd?*
- 2. Er det en sammenheng mellom ryggfleksjon i knebøy og de antropometriske variablene columna-, femur- og tibialengde?*

2. Teori

2.1 Mulige årsaker til ryggfleksjon i knebøy

Per dags dato eksisterer det få studier som har undersøkt hvorfor ryggfleksjon forekommer i knebøy. I denne delen av oppgaven vil det primært bli redegjort for bevegelighet og antropometri, men det vil også kort bli redegjort for andre mulige årsaker. Måling av maksimal ROM i hofte- og ankelleddet blir også tatt opp.

2.1.1 Bevegelighet i hofte- og ankelleddet

HOFTELEDDET

De fleste ledd i kroppen og deres ROM påvirkes av strukturelle elementer, om bevegelsen utføres passivt eller aktiv, samt hvorvidt passiv tensjon i toleddsmuskler forekommer (Levangie & Norkin, 2011). Hoftefleksjon fra 110° og oppover er registrert ved dyp knebøy hvor femur går under parallell i forhold til underlaget (Butler et al., 2010; Kim et al., 2015). Evnen til å flektre i hofteleddet er med andre ord vesentlig for å kunne utføre dyp knebøy. Maksimal isolert fleksjonsbevegelse ved ROM-test av hofteleddet er vanligvis, i gjennomsnitt, rundt 120° (Escalante, Lichtenstein, Dhanda, Cornell, & Hazuda, 1999; Roach & Miles, 1991).

Myer og medarbeidere fremhever at hofteleddets struktur og eventuell patologi i eller rundt leddet kan påvirke dybden man oppnår i knebøy (Myer et al., 2014). Lamontagne og medarbeidere undersøkte knebøydybde i sin studie hos personer med og uten cam femoroacetabular impingement (FAI) (Lamontagne et al., 2009). Deltakerne med FAI hadde redusert anterior og posterior bevegelse av bekkenet i sagittalplanet, i tillegg oppnådde de ikke samme knebøydybde som de friske deltakerne. Ng og medarbeidere registrerte i sin studie at deres deltakere med cam FAI også hadde redusert ROM av bekkenet og kom ikke like dypt i knebøy som de friske deltakerne (Ng, Lamontagne, Adamczyk, Rakhra, & Beaulé, 2015). I en annen studie hvor det ble utført computertomografi (CT) på 48 pasienter med ulike typer FAI (cam, pincer eller kombinert), ble det utført simulert rotasjon eller tilting av bekkenet i anterior og posterior retning på en datamaskin ved hjelp av en tredimensjonal (3D)-generert modell (Ross, Nepple, Philippon, Kelly, Larson, & Bedi, 2014). Ved posterior rotasjon av bekkenet i sagittalplanet, kunne man, i modellen oppnå 10° mer hoftefleksjon, mens ved anterior rotasjon av bekkenet i sagittalplanet oppnådde man 10° mindre

hoftefleksjon. Grunnen til at det ble observert forskjell i ROM ved hoftefleksjon, var sannsynligvis at den proksimale delen av femur og acetabulum (hofteskålen) kom i kontakt tidligere ved anterior rotasjon i sammenlignet med posterior rotasjon. Kim og medarbeidere registrerte en signifikant og moderat korrelasjon ($p < 0,05$; $r = -0,36$) mellom graden av maksimal hoftefleksjon ved ROM-testing i ryggliggende posisjon, og knebøydybde (Kim et al., 2015). Deltakere med større grad av hoftefleksjon hadde kortere avstand fra hoften til gulvet, og motsatt.

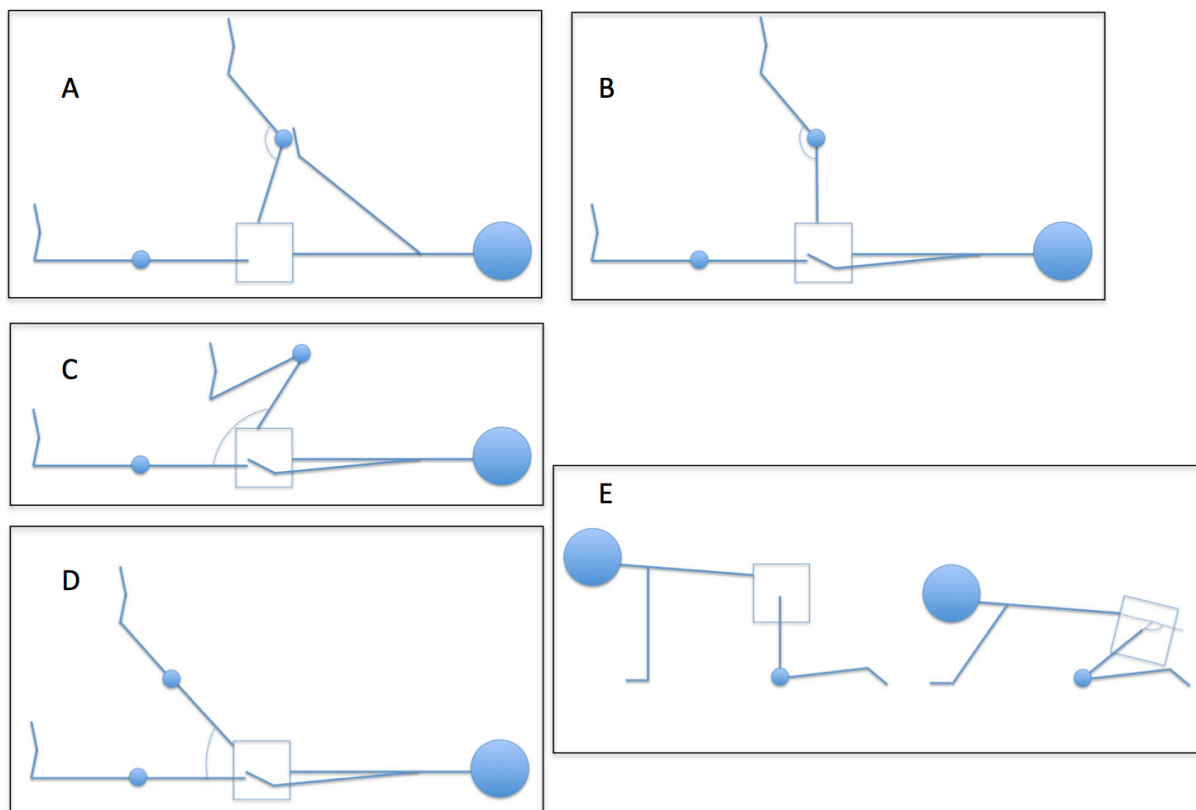
Femur og acetabulum sin anteversjonsvinkel er også mulige faktorer som kan påvirke graden av ryggfleksjon. Hos voksne er vanlig anteversjonsvinkel for femur fra 10° til 20° , vanligvis omtrent 15° for menn og 18° for kvinner (Arnold & Delp, 2001; Fabry, MacEwen, & Shands, 1973; Pitkow, 1975). D'Lima og medarbeidere fant i sin studie at en økt femoral anteversjonsvinkel økte ROM for fleksjon i hoftedeppet (D'Lima, Urquhart, Buehler, Walker, & Colwell, 2000). Dette ble estimert på bakgrunn av en databasert modell. Acetabulum sin anteversjonsvinkel varierer fra rundt 15° til 22° , med størst vinkel hos kvinner (Maheshwari, Zlowodzki, Siram, & Jain, 2010). D'Lima og medarbeidere observerte også økning i ROM ved fleksjon i hoftedeppet når acetabulum sin anteversjonsvinkel var økt (D'Lima et al., 2000). Maksimal ROM ved hoftefleksjon kunne være omtrent 75° når acetabulum og femur sin anteversjonsvinkel var 0° , mens ved 30° anteversjonsvinkel for acetabulum og femur, var maksimal ROM ved hoftefleksjon omtrent 150° .

Muskulatur som påvirker hoftedeppet er også trukket fram som en faktor som kan påvirke graden av ryggfleksjon. Hofteekstensorene, primært gluteus maximus, adduktor magnus og hamstrings er en muskelgruppe som kan utøve et stort dreiemoment på hoftedeppet (Dostal, Soderberg, & Andrews, 1986). Gluteus maximus sitt dreiemomentpotensial og momentarm er størst ved 0° flektert stilling i hoftedeppet og reduseres ved hoftefleksjon (Hoy, Zajac, & Gordon, 1990), mens momentarmen til hamstrings er størst ved 35° hoftefleksjon, men reduseres ved ytterligere hoftefleksjon (Nemeth & Ohlsen, 1985). Kraftutviklingen i hamstrings kan derimot fremdeles øke ved ytterligere hoftefleksjon (Hoy et al., 1990). Adduktor magnus sin momentarm er størst ved 75° hoftefleksjon, men reduseres også ved ytterligere fleksjon (Nemeth & Ohlsen, 1985). Adduktor magnus er den hofteekstensoren som har størst momentarm og potensial til å kunne skape ekstensjon i hoftedeppet, etterfulgt av semitendinosus (hamstrings) (Dostal et al., 1986). Når en muskel kontraherer vil den utøve et drag på både utspring og festet, hvilket betyr at hofteekstensorene kan skape et drag på

utspring, det vil si bekkenet. Dette kan føre til bevegelse av bekkenet i posterior retning, og dermed øke ryggfleksjonen. Neumann fremhever at muskulatur som er dominant eller har økt stivhetsgrad, kan påvirke posisjonen til columna, bekkenet eller femur (Neumann, 2010). Hamstrings sitt utspring fra bekkenet tilsier at aktivering av denne muskelgruppen kan ha en påvirkning på bevegelsen og posisjonen til bekkenet (Congdon, Bohannon, & Tiberio, 2005; Dewberry, Bohannon, Tiberio, Murray, & Zannotti, 2003). Det er registrert en signifikant, men liten, korrelasjon ($p < 0,05$; $r = 0,29$) mellom maksimal grad av fleksjon i columna med flekterte knær, og hamstrings sin ettergivelse (Muyor, Lopez-Minarro, & Alacid, 2013).

MÅLING AV MAKSIMAL HOFTEFLEKSJON

Måling av maksimal ROM av hoftefleksjon er blitt utført med flektert kne i ryggliggende posisjon på benk eller lignende (Soucie et al., 2011). Et flektert kne reduserer sannsynligvis effekten hamstrings kan ha på leddutslaget. Redusert ettergivelse i hamstrings er korrelert med redusert grad av fleksjon i hofteleddet (Gajdosik, Albert, & Mitman, 1994; Gajdosik, Hatcher, & Whitsell, 1992). Hamstrings sin ettergivelse, også kalt stivhetsgrad, kan vurderes indirekte når man måler hoftefleksjon (Youdas, Krause, & Hollman, 2008). Dette gjøres på ulike måter (Mayorga-Vega, Merino-Marban, & Viciano, 2014), men stivhetsgraden vurderes oftest ved å utføre unilateral passiv hoftefleksjon i ryggliggende posisjon med enten ekstendert kneledd under hele bevegelsesbanen (Ayala & de Baranda Andujar, 2010; López-Miñarro, Muyor, & Alacid, 2011; Mohr, Long, & Goad, 2014), eller ved å starte ryggliggende med 90° fleksjon i hofteleddet, etterfulgt av passiv kneekstensjon (Youdas, Krause, Hollman, Harmsen, & Laskowski, 2005). I andre studier er hofteleddet i 120° flektert posisjon, etterfulgt av passiv kneekstensjon (Arnason, Sigurdsson, Gudmundsson, Holme, Engebretsen, & Bahr, 2004; Fredriksen, Dagfinrud, Jacobsen, & Maehlum, 1997). Det er bare i studier hvor passiv hoftefleksjon med strakt ben utføres, at man måler graden av hoftefleksjon (Ayala & de Baranda Andujar, 2010; López-Miñarro et al., 2011; Mohr et al., 2014), mens studier med allerede 90° eller 120° fleksjon i hofteleddet, etterfulgt av passiv kneekstensjon, måler graden av kneekstensjon (Arnason et al., 2004; Fredriksen et al., 1997; Youdas et al., 2005). Alle de nevnte testene er illustrert i figur 2 (A-D).



Figur 2. Ulike bevegighetstester hvor maksimalt leddutslag testes. A-D er rygliggende. A) Kneekstensjon med ca. 120° flektert hofteledd. B) Kneekstensjon med ca. 90° flektert hofteledd. C) Hoftefleksjon med flektert kne. D) Hoftefleksjon med ekstendert kne. E) Firstående test hvor maksimal grad av hoftefleksjon registreres når columnas naturlige kurvatur går inn i et fleksjonsmønster.

Myer og medarbeidere fremhever i sin artikkel at det er mulig å utføre en aktiv bevegighetstest for å kunne vurdere hvor mye man kan flektre i hofteleddet og dermed hvor dypt en kan gå i knebøy før det forekommer for mye fleksjon i lumbalcolumna (Myer et al., 2014). I testen står man først i firstående posisjon med 90° flekterte hofte- og kneledd, samt knærne og føttene samlet. Hvor stor avstand det er mellom hendene og om håndflaten er i kontakt med gulvet, er ikke beskrevet i artikkelen. Columna er i nøytralposisjon, og man ser ned i gulvet. Selve bevegelsen innebærer å føre bekkenet bakover mot hælen og tilbake til utgangsposisjon på det tidspunktet hvor columnas naturlige kurvatur går inn i et fleksjonsmønster (figur 2 - E). Testen repeteres med ulike avstander mellom høyre og venstre kne, og ulike avstander mellom høyre og venstre fot, slik at man kan finne føttens optimal avstand fra hverandre hvor man kan oppnå dypest mulig knebøy med minst mulig fleksjon i lumbalcolumna. Bakgrunnen for testen er at graden av fleksjon i hofteleddet kan være begrenset av hofteleddets anatomi, og testen kan si noe om når femur kommer i kontakt med leddkapsel og -leppe (Myer et al., 2014).

ANKELLEDDET

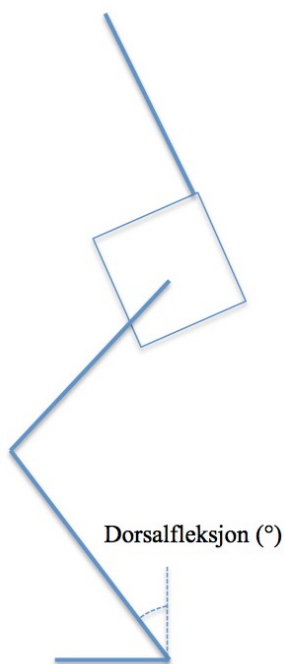
Økt grad av dorsalfleksjon i ankelleddet vil redusere vinkelen mellom leggen og foten (Levangie & Norkin, 2011), og denne bevegelsen forekommer i knebøy (Kathiresan, Jali, Rayhan Afiqah, Azila Aznie, & Fidiyana Osop, 2010). Ifølge Lundberg og medarbeidere står talocruralleddet (ankelleddet) for mesteparten av rotasjonen rundt den transversale akse som forekommer ved plantar- og dorsalfleksjon (Lundberg, Goldie, Kalin, & Selvik, 1989). I ankelleddet er det, i gjennomsnitt, blitt registrert 26° dorsalfleksjon og 48° plantarfleksjon hos menn og kvinner i ulike aldersgrupper (Grimston, Nigg, Hanley, & Engsberg, 1993). Det kan forekomme ulike verdier, avhengig av målemetoder og om en person har ankelskade (Martin & McPoil, 2005). Målemetoder innebærer eksempelvis hvor mye kraft som brukes for å avgjøre endepunktet for at ROM er oppnådd, og hvorvidt man har isolert bevegelsen i talocruralleddet (Moseley, Crosbie, & Adams, 2001). Personer som har opplevd inversjonstraume (overtråkk) vil som regel ha nedsatt grad av dorsalfleksjon (Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2013). Dorsalfleksjon i ankelleddet er primært begrenset av bløtvev, det vil si aktiv eller passiv tensjon i triceps surae (gastrocnemius og soleus) (Levangie & Norkin, 2011), men nedsatt posterior glidebevegelse av talus, redusert delbevegelse i tibiofibular-, subtalar og midtarsalleddet kan også redusere graden av dorsalfleksjon (Denegar, Hertel, & Fonseca, 2002). I tillegg kan posteriort dyptliggende tibiotalar-leddbånd begrense dorsalfleksjon (Gerard, Unno-Veith, Fasel, Stern, & Assal, 2011). Vanligvis oppnås det mindre dorsalfleksjon når man måler med kneet i ekstendert sammenlignet med flektert stilling (De Monte, Arampatzis, Stogiannari, & Karamanidis, 2006). Grunnen til dette er sannsynligvis at gastrocnemius forlenges over to ledd når kneet er ekstendert, og dermed begrenses bevegelsesutslaget. Dorsalfleksjon ved flektert kne er begrenset av soleus og den bakre leddkapselen til talocruralleddet (Levangie & Norkin, 2011).

Kim og medarbeidere fant at hos menn var dorsalfleksjon en viktig faktor for å kunne utføre dyp knebøy (Kim et al., 2015). List og medarbeidere registrerte en signifikant større grad av fleksjon i lumbalcolumna under knebøy da deltakerne ikke fikk lov til å la knærne passere tærne, sammenlignet med knebøy hvor knærne kunne gå så langt fremover som deltakerne ønsket (List et al., 2013). I samme studie ble lignende, men ikke-signifikante resultater registrert for lumbalcolumna. Hebling Campos og medarbeidere gjennomførte også en studie med begrenset og ubegrenset bevegelse av knærne foran tærne, men med en dybde tilsvarende 90° fleksjon i kneleddet (Hebling Campos et al., 2017). I denne studien ble det registrert fleksjon i lumbalcolumna ved begge knebøyvariantene, men minst fleksjon da knærne fikk

passere tærne, det vil si økt grad av dorsalfleksjon. Funnene til disse studiene tyder på at begrenset grad av dorsalfleksjon i knebøy sannsynligvis fører til økt fleksjon i lumbalcolumna.

MÅLING AV MAKSIMAL DORSALFLEKSJON

Det er primært tre metoder som brukes for å kvantifisere ROM i ankelleddet: Bruk av goniometer (vinkelmåler), vektbærende tester og instrumentell testing (Wilken, Rao, Estin, Saltzman, & Yack, 2011). Ved bruk av goniometer er det forsøksleder som tilfører kraft og avgjør når maksimal ROM er oppnådd i leddet. Forsøksleders opplevelse av endefølelsen for leddutslaget er da avgjørende. Ved vektbærende testing avgjøres maksimal ROM av at den som blir testet opplever endefølelsen for leddutslaget. Instrumentell testing innebærer elektronisk utstyr og er ofte basert på kraften eller dreiemoment ved oppnåelse av maksimal ROM.



Figur 3. Måling av dorsalfleksjon i ankelleddet.

Det er i dag størst bruk av stående (vektbærende) tester for å kvantifisere dorsalfleksjon i ankelleddet, hvor utfallsvarianten gjennomføres (Powden, Hoch, & Hoch, 2015). En står da med den ene foten foran den andre, støtter seg med hendene til noe foran seg, og fører fremre kne i anterior retning til maksimal grad av dorsalfleksjon er oppnådd (figur 3). Goniometer kan eksempelvis da brukes for å kvantifisere antall grader dorsalfleksjon (Konor, Morton, Eckerson, & Grindstaff, 2012). Alternativt kan en gjøre utfall mot en vegg hvor en fører kneet fremover slik at det kommer i kontakt med vegg, for deretter å måle avstand fra vegg til

stortå (Hoch, Staton, & McKeon, 2011). Sistnevnte metode kan ha sine svakheter hvis man ikke tar høyde for fotens lengde (Sidaway, Euloth, Caron, Piskura, Clancy, & Aide, 2012). Det fremheves at måling av dorsalfleksjon i ankelleddet bør testes i en stående posisjon, fordi dette gjenspeiler hvordan ankelleddet fungerer i de fleste aktiviteter (Sidaway et al., 2012). Reliabiliteten ved vekt bærende testing ser ut til å være veldig god, med verdier for Intraclass Correlation Coefficient (ICC) over 0,90 (Cejudo, Sainz de Baranda, Ayala, & Santonja, 2014a, 2014b; Chisholm, Birmingham, Brown, Macdermid, & Chesworth, 2012). Til tross for at vekt bærende testing ved måling av ROM for dorsalfleksjon er klinisk relevant og reliabelt, så kan ikke denne typen test differensiere mellom ROM-begrensninger som følge av bløtvev eller bensubstans (Burns & Crosbie, 2005).

MANUELLE VERSUS ELEKTRONISKE MÅLINGER

Maksimalt bevegelsesutslag eller ROM kan måles enten manuelt eller elektronisk.

Goniometer er et hyppig brukt verktøy som brukes ved manuelle målinger (Roach, San Juan, Suprak, & Lyda, 2013; Venturni, André, Aguilar, & Giacomelli, 2006). Dette instrumentet er blitt brukt siden første verdenskrig til å vurdere ROM, avgjøre om en eventuell intervensjon skal gjennomføres, samt evaluere effekten av intervensjonen (Clapper & Wolf, 1988). Det er i senere tid foreslått at nyere teknologi kan tilføre bedre evaluering av ROM (MacDermid, Arumugam, Vincent, & Carroll, 2014). Nyere teknologi innebærer blant annet elektroniske apparater. Eksempler på dette er inklinometer (MacDermid et al., 2014) og 3D-dataanalysestystem (Bozic, Pazin, Berjan, Planic, & Cuk, 2010).

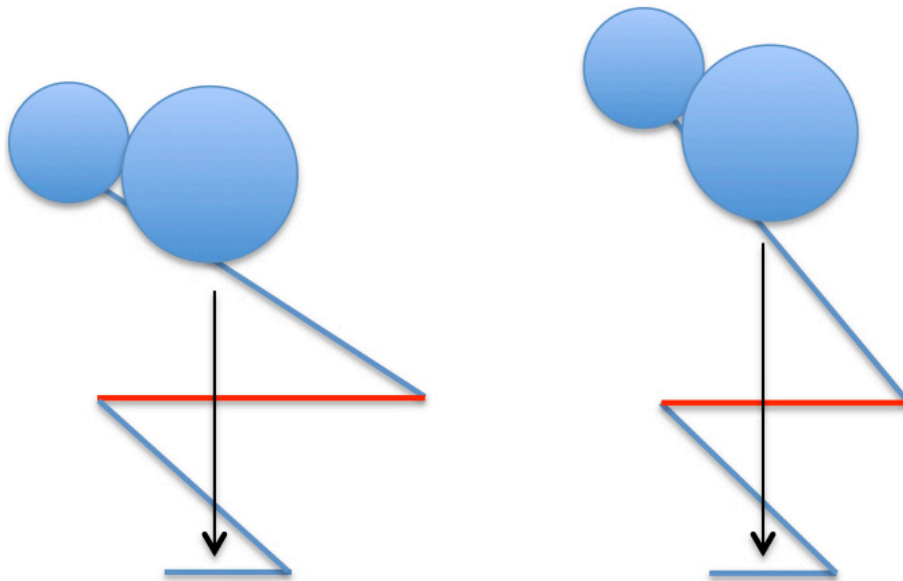
Ryggliggende testing av hoftefleksjon krever at man har nødvendige måleinstrumenter – eksempelvis goniometer – og kvalifisert personell (Mayorga-Vega et al., 2014). Elektroniske målinger som eksempelvis radiografi, ser ut til å være mest valide og reliable, men er ikke like praktiske å bruke som eksempelvis goniometer. Sistnevnte verktøy kan være mindre reliabel. Goniometerets startposisjon, rotasjonsaksen, akselen til segmentet som undersøkes, samt den sanne vertikale og horisontale posisjonen estimeres visuelt av forsøksleder (Nussbaumer, Leunig, Glatthorn, Stauffacher, Gerber, & Maffioletti, 2010), og visuelle målinger av ROM har vist seg å være lite reliable og unøyaktige (Hirsch et al., 2014).

Stereofotogrammetri er blitt brukt ved måling av maksimal hoftefleksjon i rygliggende posisjon med ekstendert kne, og dette har vist seg å være reliabelt da ICC var over 0,90 (Bozic et al., 2010). I denne sammenheng brukes det gjerne refleksmarkører plassert på

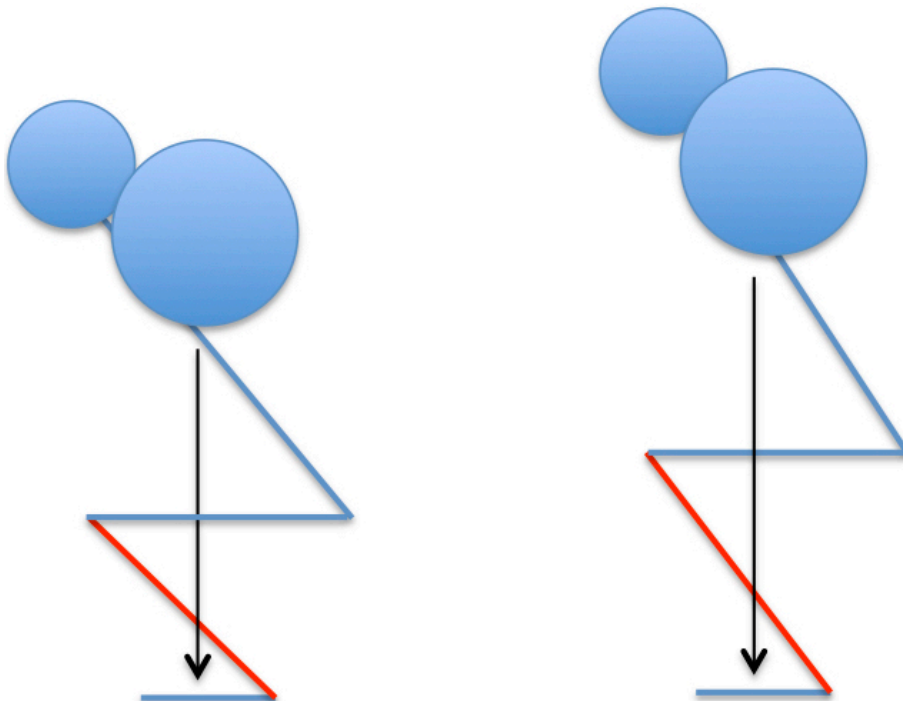
kroppen (Stancic, Borojevic, & Zanchi, 2009). Stereofotogrammetri benytter seg av optoelektronikk (Medved, 2000). Det foregår da en rekonstruksjon av refleksmarkørers bevegelser, eller bevegelsene til de segmentene markørene er festet til (Stagni, Fantozzi, Cappello, & Leardini, 2005). Disse rekonstruksjonene tar utgangspunkt i et globalt koordinatsystem som gjør at bevegelse kan registreres i tre dimensjoner (Medved, 2000). Rekonstruksjonene brukes for å kalkulere eksempelvis posisjonen til knokkelstrukturen som er under markørene (Wolf & Senesh, 2011). Stereofotogrammetri er en av de mest brukte målemetodene for tredimensjonal analyse av bevegelse (Wolf & Senesh, 2011). En svakhet ved metoden er at målefeil kan forekomme under kinematiske analyser (bevegelsesanalyse), som følge av at refleksmarkører kan bevege seg opp mot 20-30 mm på huden (Fuller, Liu, Murphy, & Mann, 1997; Garling et al., 2007; Stagni et al., 2005), primært ved bevegelse med høy grad av akselerasjon (Benoit, Ramsey, Lamontagne, Xu, Wretenberg, & Renstrom, 2006). Fleksjons- og ekstensjonsbevegelser i sagittalplanet har vist seg å være mer valide og reliable enn bevegelser i andre plan (Reinschmidt, van den Bogert, Nigg, Lundberg, & Murphy, 1997; Stagni et al., 2005). Elektroniske målinger av maksimal ROM kan med andre ord være mer valide og reliable enn manuelle målinger.

2.1.2 Antropometri

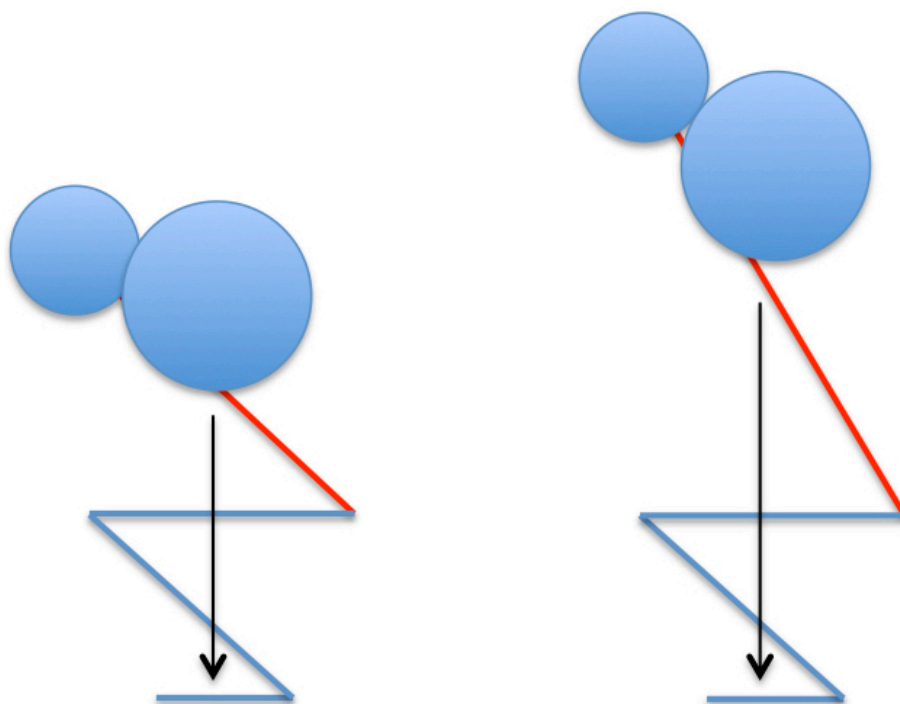
Det eksisterer lite forskning på hvordan antropometri kan påvirke bevegelsesmønsteret i knebøy. Ulik antropometri kan sannsynligvis påvirke graden av ryggfleksjon grunnet endring i kroppens leddvinkler. Figur 4-6 viser hvordan ulik antropometri potensielt kan føre til forskjellige leddutslag slik at stangens loddlinje plasseres omtrent midt på foten. En person som har relativt lang femur, samt kort tibia og columna, må muligens ha større grad av hofte- og dorsalfleksjon for å kunne gå dypt i en knebøy uten at det forekommer større grad av fleksjon i lumbalcolumna.



Figur 4. Ulik femurlengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for lengre femur ved å flektere mer i hoftelrådet enn det personen til høyre må gjøre.



Figur 5. Ulik tibialengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for kortere tibia ved å øke graden av dorsalfleksjon enn det personen til høyre må gjøre.



Figur 6. Ulik columnalengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for kortere columna ved å flektre mer i hofteleddet enn det personen til høyre må gjøre.

Fry og medarbeidere fremhever at høye personer med relativt kort columna – og dermed lange underekstremiteter – ser ut til å streve i større grad med å holde hælen i underlaget, sammenlignet med lavere personer med relativt lang columna (Fry et al., 1988). McKean og Burkett undersøkte – hos kvinner og menn – hvordan lengden på legg, lår og rygg påvirket bevegelsesmønsteret i smal og bred knebøy (McKean & Burkett, 2012). Smal knebøy var definert som avstanden mellom spina iliaca anterior superior (SIAS) på venstre og høyre side av bekkenet, mens bred knebøy var definert som denne avstanden multiplisert med to. Hos mennene ble det observert en signifikant negativ korrelasjon ($r > -0,4$) mellom maksimal grad av hoftefleksjon og deltakernes høyde. Det var også en signifikant korrelasjon ($r > 0,4$) mellom columnalengde og maksimal grad av hoftefleksjon. Dette tilsier at en person med lengre columna kan ha større grad av hoftefleksjon i dyp knebøy enn en person med kortere columna. En større grad av hoftefleksjon ble oppnådd hvis de mannlige deltakerne enten førte overkroppen fremover, eller gikk dypere i knebøy. Mennene oppnådde signifikant større grad av fleksjon i lumbalcolumna ($p < 0,01$), sammenlignet med kvinnene.

Figur 6, som er basert på en biomekanisk betraktning av ulike columnalengders påvirkning på utførelsen av knebøy, viser det motsatte av resultatene til McKean og Burkett angående hoftefleksjon og columnalengde. Det er uklart hvorfor disse resultatene forekom. En mulig forklaring kan være at beregningen av segmentlengde via 3D-måling med sensorer, som

forskerne brukte, er mindre nøyaktig enn eksempelvis måling av segmentlengde ved bruk av CT, hvor man ser at det kan være lengdeforskjeller opp mot 10 cm mellom femur og tibia (Strecker, Keppler, Gebhard, & Kinzl, 1997). I McKean og Burkett sin studie er lengdeforskjellene mellom tibia og femur rundt 1,5 cm (McKean & Burkett, 2012). Det kan være at målingen av columnalengden var mindre nøyaktig, og muligens da fikk større utslag. I tillegg ble det brukt Spearman's rho for undersøkelse av korrelasjoner mellom ulike variabler, hvilket kan gi høyere korrelasjonskoeffisienter enn Pearsons produkt-moment korrelasjonskoeffisient (Pearsons r), og dermed fremstille korrelasjonen sterkere enn hva den faktisk er (Hauke & Kossowski, 2011).

2.1.3 Andre mulige årsaker

Økt grad av ytre belastning (List et al., 2013), samt redusert grad av muskelaktivitet og muskulaturens styrke i buk og rygg er også ansett som mulige årsaker til ryggfleksjon. Ved fleksjon av columna øker belastningen på virvelsegmentene (Delitto & Rose, 1992), grunnet redusert momentarm (Schoenfeld, 2010). Erector spinae må da jobbe for å motvirke fleksjonen i lumbalcolumna. Erector spinae i lumbalcolumna – eksempelvis iliocostalis og longissimus – er spesielt viktig under knebøy fordi aktivering av denne muskulaturen kan motvirke fleksjon og skjærkreftene som forekommer, og dermed stabilisere columna (Schoenfeld, 2010). Flere studier har registrert høyere elektromyografisk aktivitet (EMG-aktivitet) i erector spinae ved knebøylignende løfteteknikk med en lordosert lumbalcolumna, sammenlignet med en kyfosert posisjon (Delitto, Rose, & Apts, 1987; Hart, Stobbe, & Jaraiedi, 1987; Holmes, Damaser, & Lehman, 1992; Vagos, Nitz, Threlkeld, Shapiro, & Horn, 1994). Det ser ut til at evnen til å skape buktrykk ved å holde pusten og skape isometrisk kontraksjon i abdominalmuskulatur, kan redusere aktiviteten i erector spinae i knebøy (McGill, Norman, & Sharratt, 1990; Schoenfeld, 2010). Buktrykk innebærer at det dannes et trykk anteriort for columna, noe som gjør at columna flekterer i mindre grad når indre og ytre krefter virker på den fremre delen av lumbalcolumna (Schoenfeld, 2010). En annen potensiell grunn til at ryggfleksjon forekommer i knebøy kan være at det er et innlært eller automatisert bevegelsesmønster hvor en muligens utvikler mest kraft eller er mest arbeidsøkonomisk ved en slik utførelse av knebøy (Garg & Herrin, 1979; Welbergen, Kemper, Knibbe, Toussaint, & Clysen, 1991).

2.2 Måling av ryggfleksjon i knebøy

En del av forskningen på lumbal fleksjonsbevegelse i knebøy er utført med løft av gjenstand foran kroppen (Bazrgari, Shirazi-Adl, & Arjmand, 2007; McKean et al., 2010). Noen studier ser imidlertid på ryggfleksjon i knebøy ved bruk av stang på ryggen. Hebling Campos og medarbeidere undersøkte graden av fleksjon i lumbalcolumna hos menn og kvinner ved utførelse av knebøy med stang, hvor halvparten av deres vanlige treningsbelastning ble brukt (Hebling Campos et al., 2017). Deltakernes treningsbelastning varierte fra 15 % til 80 % av kroppsvekten, avhengig av treningsstatus. Stereofotogrammetri og refleksmarkører på S2, L4, TH12, TH6 og medial side av scapula, alle bilateralt, ble brukt i denne studien. I tillegg ble det plassert én markør på processus spinosus til hvert virvellegeme fra lumbal- til cervicalregionen. Det var ingen markører på underekstremitetene. Bevegelse fra S2 til TH6 ble brukt til statistiske analyser, fordi markører på høyere nivå ble tildekket av muskulatur under knebøy. Avstand mellom føttene ved utførelse av knebøy er ikke beskrevet i studien. List og medarbeidere benyttet seg også av stereofotogrammetri og refleksmarkører for å undersøke ryggfleksjon i knebøy i sin studie (List et al., 2013). Det ble brukt et markørappsett hvor 71 refleksmarkører ble festet på kroppen, fordelt på underekstremitetene og overkroppen, hvorav 13 av dem ble plassert på processus spinosus fra L5 til C3. Sju markører ble plassert på bekkenet. Deltakerne stod i anatomisk utgangsposisjon ved beregning av leddsentre for ankel-, kne- og hoftelodd, men ellers er ikke avstand mellom føttene beskrevet i studien. Bevegelse i lumbalcolumna ble registrert, og den ytre belastningen varierte fra 0 % til 50 % av kroppsvekten. McKean og medarbeidere undersøkte bevegelsen til sacrum og lumbalcolumna hos menn og kvinner som utførte knebøy med stang, med belastning tilsvarende 50 % av kroppsvekt (McKean et al., 2010). Det ble brukt et elektromagnetisk apparat med åtte magnetiske sensorer plassert på anatomiske segmenter på over- og underkroppen. Sensorene dekket blant annet C7-TH12, TH12-L1 og L5-S1. Det ble utført smal og bred knebøy på samme måte som i studien til McKean og Burkett (McKean & Burkett, 2012).

3. Metode

Deler av dette kapittelet omfavner temaer som er beskrevet i en tidligere bacheloroppgave hvor undertegnede er forfatter.

3.1 Studiedesign

Denne oppgaven er en del av en større tverrsnittsstudie ved Norges idrettshøgskole (NIH), med datainnsamling via 3D-bevegelsesanalyse gjennomført i september og oktober 2014. Mannlige deltakere ble, i løpet av august 2014, rekruttert til studien via e-post til alle studenter og ansatte ved NIH, sosiale medier og muntlig informasjon til idretts- og fysioterapistudenter på henholdsvis NIH og Høgskolen i Oslo & Akershus. Samme måned ble deltakerne filmet og subjektivt evaluert av to forsøksledere i forhold til hvor stor grad av ryggfleksjon som forekom under knebøy med stang. Deltakerne ble deretter fordelt inn i tre grupper:

- Liten grad av ryggfleksjon
- Moderat grad av ryggfleksjon
- Stor grad av ryggfleksjon

Deltakerne som hadde liten og stor grad av ryggfleksjon i knebøy ble invitert til å gjennomføre datainnsamling, det vil si registrering av bevegelse via stereofotogrammetri, i september og oktober 2014. Videre i oppgaven refereres disse to gruppene til som følgende gruppenavn; Lite Fleksjon (LF) og Stor Fleksjon (SF). Det ble utført 3D-analyse av tre ulike varianter av knebøy og tre aktive bevegelighetstester. I tillegg ble det utført én passiv, manuell bevegelighetstest hvor goniometer ble benyttet for å kvantifisere leddutslag. Hver deltaker måtte sette av én dag til dette i løpet av enten september eller oktober 2014.

3.2 Inklusjonskriterier

Friske, mannlige studenter i alderen 18-40 år kunne delta i studien. Deltakerne måtte ha gjennomført knebøy med stang og styrketrening minst én gang i uken i løpet av de siste to årene. De måtte også kunne utføre dyp knebøy – uten smerter som kunne påvirke utførelsen – med 75 % av kroppsvekten sin. For å rekruttere en homogen gruppe deltakere og unngå seleksjonsbias ble personer som drev med mye knebøy utelatt, eksempelvis styrke- og vektløftere.

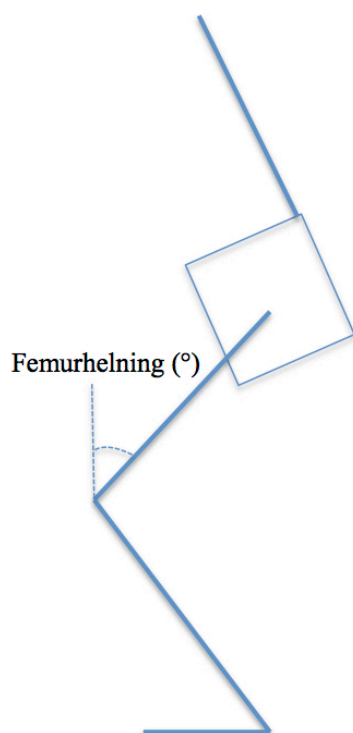
78 friske menn i alderen 18-40 år ble filmet med speilreflekskamera og subjektivt evaluert i forhold til grad av ryggfleksjon under knebøy (3.3 Visuell vurdering). Alle var studenter ved NIH eller Høgskolen i Oslo & Akershus (HiOA), utenom én som var student ved Politihøgskolen i Oslo (PHS). Deltakerne ble informert om fordeler og ulemper ved deltakelse i studien. De skrev også under på et samtykkeskjema (vedlegg 1) for å kunne delta. I tillegg ble deltakerne anonymisert. Våren 2014 ble det sendt en søknad til Regionale komitéer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK). Hensikten med søknaden var å få godkjenning for å gjennomføre studien. REK sitt svar var at studiens fagområde falt utenfor deres eget, og det var ikke nødvendig å søke om å få godkjenning til å gjennomføre studien (vedlegg 2). Etter den subjektive evalueringen ble 47 av 78 deltakere invitert til datainnsamlingen i september og oktober 2014. Tre av de inviterte deltakerne kunne ikke delta under datainnsamlingen grunnet skade eller andre årsaker.

3.3 Visuell vurdering

Den visuelle vurderingen i august 2014 innebar filming av deltakerne mens de gjennomførte tre repetisjoner av knebøy, barfot i undertøy. Deltakerne ble filmet fra siden da de hadde en stang (20 kg) plassert på øvre del av ryggen. Grunnen til at de ble filmet fra siden er at ryggfleksjon primært er en bevegelse i sagittalplanet (Hebling Campos et al., 2017; Lamontagne et al., 2009; List et al., 2013). Én av de to forsøkslederne ga tilbakemelding på om deltakerne kom til godkjent dybde, men ga ingen tilbakemelding på grad av ryggfleksjon, eller teknikken deres. Føttene til deltakerne var posisjonert med tærne pekende fremover, samt 50 cm avstand mellom venstre og høyre utside hæl. Avstanden ble målt fra lateralsiden av cuboideum på venstre og høyre fot, og markert med hvit sportsteip på gulvet. I tillegg ble fotposisjoneringen markert med sportsteip, slik at deltakerne skulle unngå innad- eller utadrotasjon av føttene. Et speilreflekskamera (Nikon D7000, Nikon Corp, Japan) og et fast normalobjektiv (Nikon AF-S Nikkor 50mm f/1.4G, Nikon Corp, Japan) ble benyttet under filmingen (50 Hz). Kameraet ble plassert fem meter fra der hvor deltakerne utførte knebøy. Forsøkslederne vurderte graden av ryggfleksjon ved gjennomgang av videoopptak. Deltakernes grad av ryggfleksjon ble vurdert ut ifra evalueringskriteriene som er beskrevet i neste avsnitt.

I forkant av den visuelle vurderingen av studiens deltakere, gjennomførte forsøkslederne videoopptak av ti kvinner som utførte knebøy på samme måte som deltakerne. Dette ble utført

våren 2014. Hensikten med dette var å hjelpe forsøkslederne med å standardisere evalueringskriteriene som ble satt i forkant av filming i august 2014. Grunnen til at kvinner ble rekruttert var at det var ønskelig å unngå bruk av menn som senere kunne være aktuelle for studien. I fasen hvor evalueringskriteriene skulle standardiseres, så ville det ikke være hensiktsmessig å velge ut deltakere allerede da. Evalueringskriteriene var basert på når ryggfleksjon oppstod under knebøy, og om deltakerne klarte å oppnå en dybde hvor femur hadde en horisontal stilling, og dermed var parallell med underlaget. Hele knebøybevegelsen fra 0° til 90° femurhelning ble vurdert. En økt grad av femurhelning er definert som vinkelen som dannes fra femurs vertikale utgangsposisjon – 0° femurhelning – og bevegelse til dens horisontale posisjon; 90° femurhelning (figur 7). Deltakere som hadde tydelig ryggfleksjon mellom 50° og 70° grader femurhelning, ble plassert i gruppen kategorisert som stor grad av ryggfleksjon. Deltakere med ingen til liten grad av ryggfleksjon ved 90° femurhelning ble plassert i gruppen kategorisert som lav grad av ryggfleksjon.



Figur 7. Femurhelning i knebøy hvor vinkelen øker jo mer horisontal posisjon femur inntar.

Forsøkslederne vurderte deltakerne hver for seg. Etter å ha vurdert 78 deltakere, møttes forsøkslederne og gikk gjennom sine vurderinger. Forsøkslederne var samstemte i 78 % (61 deltakere) av tilfellene, mens 22 % (16 deltakere) måtte observeres sammen før forsøkslederne ble enige angående hvilken gruppe de skulle bli plassert i. En ekstern forsøksleder ble kontaktet for å vurdere 4 % (én deltaker), da forsøkslederne ikke ble enige om hvilken gruppe deltakeren skulle plasseres i.

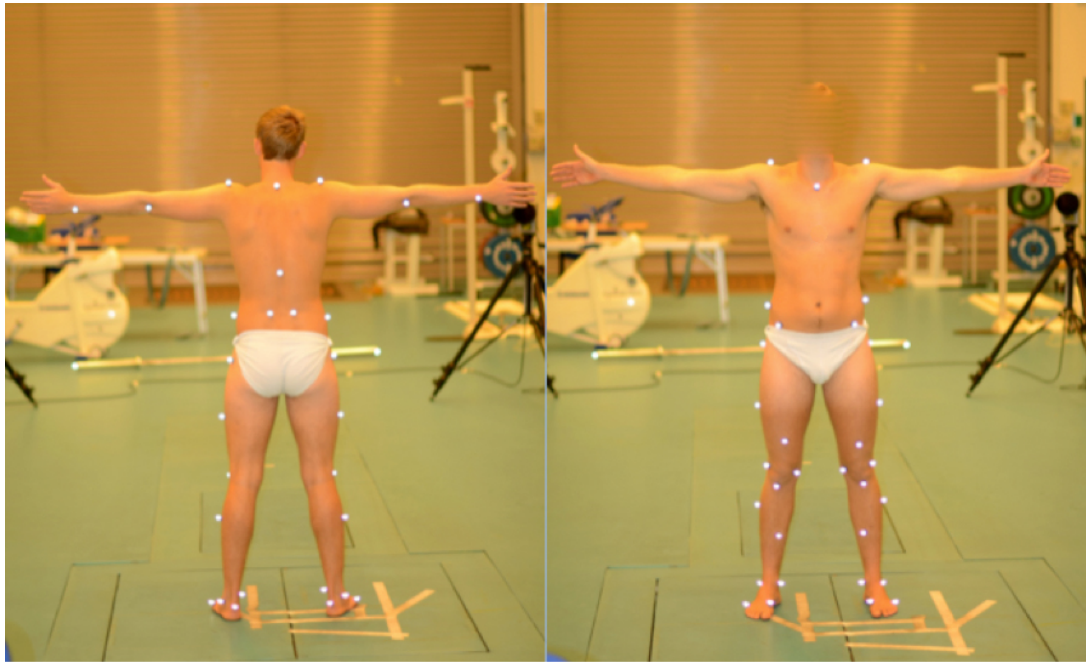
3.4 3D-analyse, dataprosessering og biomekanisk modell

3D-analyse ble benyttet for å kvantifisere bevegelse av ulike segmenter og bevegelse i ulike ledd. Dette ble utført under knebøy og tre aktive bevegelsestester. Ved ankomst ble deltakernes vekt og høyde målt. Deretter ble det festet 35 refleksmarkører (9 mm) på anatomiske landemerker (tabell 1; figur 8; vedlegg 3) på samme måte som i andre studier (Kristianslund, Faul, Bahr, Myklebust, & Krosshaug, 2014; Kristianslund, Krosshaug, & van den Bogert, 2012). Eventuell hårvekst på anatomiske landemerker ble fjernet med engangsbarberhøvler, slik at refleksmarkørene skulle sitte fast så godt som mulig. Det ble lagt på ekstra markører på de mest laterale delene av crista iliaca, som ble brukt til å rekonstruere spina iliaca anterior superior (SIAS) i den dypeste delen av knebøy. Dette grunnet bløtvev som kunne dekke til markører. Et infrarødbasert bevegelsesanalysesystem med ti Oqus 4-kameraer (Qualisys, AB, Gothenburg, Sweden) ble brukt til å registrere bevegelsene til markørene ved 480 Hz med eksponeringstid på 150 µm. Før bruk ble utstyret kalibrert ved bruk av en 75 cm lang stav, med to markører, over et område på tilnærmet 15 m³ (tre meter langt, 2,5 meter bredt og to meter høyt). Videoopptakene ble registrert i programmet Qualisys Track Manager (Qualisys, AB, Gothenburg, Sweden).

Tabell 1. Oversikt over refleksmarkørene som utgjør de ulike kroppssegmentene. Omgjort fra Kristianslund, Krosshaug & van den Bogert, 2012.

		Segmenter						
		Fot	Legg	Lår	Bekken	Nedre del av rygg	Overkropp	Armer
Markører	Cap. 5. mt	Margo ant.	Epik. lat. femoris	SIPS	C7	Acromion	Acromion	
	Cap. 1. mt.	Fascies lat.	Distalt for c. fem.	SIAS	SIPS	C7	Epik. lat.	
	Calcaneus	Tub. tibialis	Lat. for c. fem			SIPS	humerus	
		Malleolus lat.	Trochanter major	Crista iliaca	2/3 avst. C7 til SIPS	2/3 avst. C7 til SIPS	Cap. ulna lateralis	

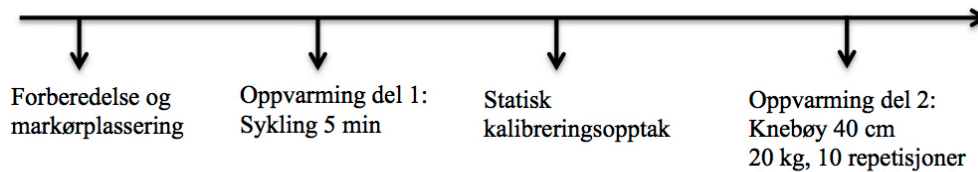
Lat. = Lateral/lateralis; Med. = Medial/medialis; Ant. = Anterior; SIAS = Spina Iliaca Anterior Superior; SIPS = Spina Iliaca Posterior Superior; Cap. = Caput; mt = metatarsal; Cr. = Crista; tib. = Tibia; Tub. = Tuberositas; c. fem. = Corpus femoris; Epik. = Epikondylus



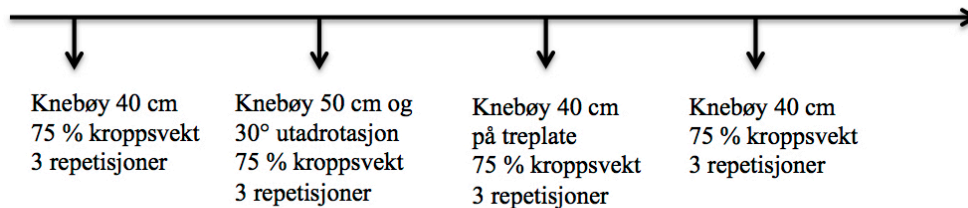
Figur 8. Anatomisk utgangsposisjon med markører foran og på baksiden av kroppen.

En standardisert oppvarmingsprotokoll (figur 9) ble utført før videoopptak. Den bestod av fem minutter med sykling på ergometersykkel med lav motstand (1-2 Kpa) i selvvalgt hastighet. I tillegg ble det utført ti repetisjoner med knebøy med stang (20 kg). Deltakerne stod også i anatomisk utgangsposisjon (figur 8), slik at plasseringen deres i rommet ble fanget opp via et kalibreringsopptak. Dette ble gjort for å definere de anatomiske koordinatsystemene til hver deltaker.

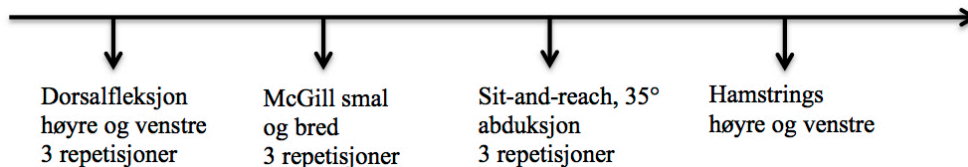
Testprotokoll oppvarming



Testprotokoll knebøy

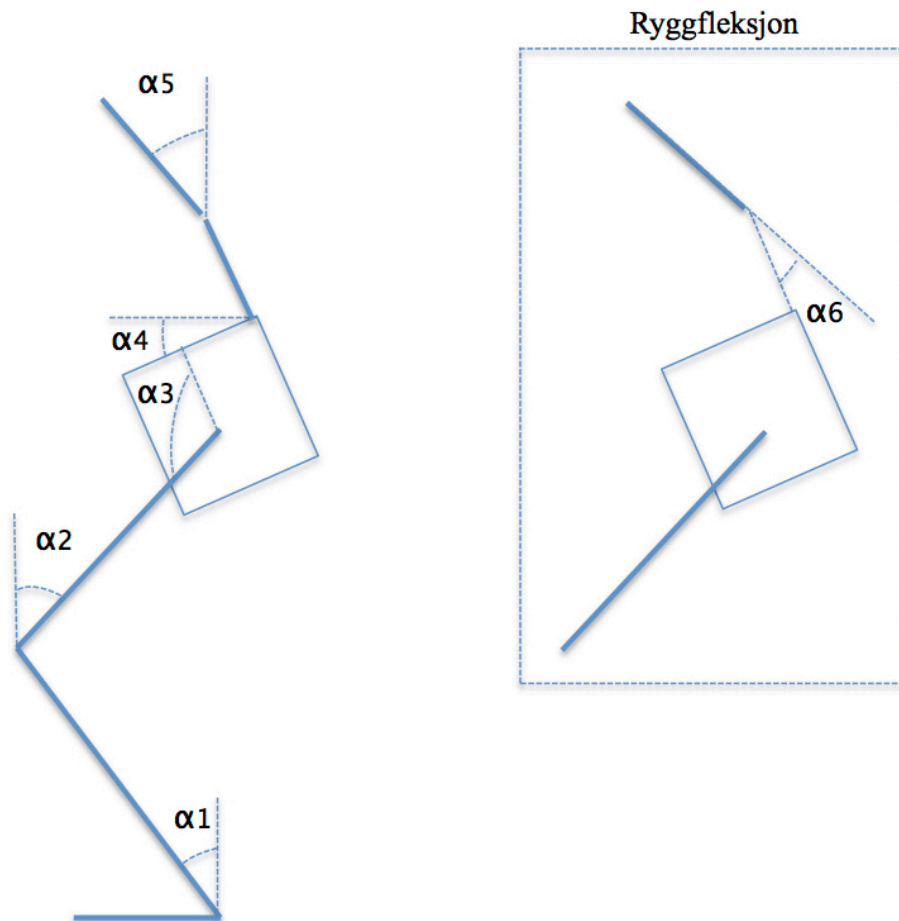


Testprotokoll bevegelsestester



Figur 9. Oversikt over testprotokoll.

Ryggfleksjon (α_6) ble kalkulert på bakgrunn av bekkenets helningsvinkel (α_4) minus helningsvinkelen til øvre del av ryggen (α_5) (figur 10). Ved omtrent 30° femurhelning oppnådde deltakerne, i gjennomsnitt, maksimal anterior bekkentilt. På bakgrunn av dette ble graden av ryggfleksjon beregnet fra 30° femurhelning. Data for bevegelsesutslaget til bekkenet ble hentet ut fra 30-70°, 30-80° og 30-90° femurhelning. Vinkelen til leggen (α_1), øvre del av ryggen (α_5), femurhelningen (α_2) og graden av hoftefleksjon (α_3) var satt til 0° da de var vertikale i forhold til rommet, det vil si i oppreist posisjon. Bekkenet (α_4) var satt til 0° da det var horisontalt.



Figur 10. Definisjon av vinkler for alle segmentene. α_1 = Leggens helning, α_2 = Femurhelning, α_3 = Grad av hoftefleksjon, α_4 = Bekkenets helning, α_5 = Øvre del av ryggen. Beregning av ryggfleksjon i knebøy (α_6): Øvre del av ryggen (α_5) minus bekkenets helning (α_4).

Kriteriet for å kunne inkluderes i de statistiske analysene til denne oppgaven var at deltakerne måtte klare å utføre minst én godkjent repetisjon av SK i hver runde, samt utføre minst én godkjent repetisjon i de aktive bevegelsestester. Rådata ble først behandlet i et forhåndsprogrammert kommandoskript i Matlab (MathWorksInc., Natick, MA, USA), slik at kinematiske data ble kalkulert og deretter kunne bli behandlet videre ved statistiske analyser. En metode kalt "smoothing spline" med en cut-off-frekvens på 15 Hz ble brukt for å få dataene filtrert og interpolert (Woltring, 1986).

Dersom markørposisjonen ikke kunne bli beregnet ble den interpolert basert på markørbanen før og etter punktet. Vi aksepterte hull i markørbanen på maksimalt 20 bilder. De ulike kroppssegmentene – over- og underekstremiteter, bekken og rygg – ble konstruert i Matlab på samme måte som i Kristianslund og medarbeideres studie (Kristianslund et al., 2012) (tabell 1). Hofteleddsenteret ble kalkulert via metoden som Bell og medarbeidere brukte (Bell, Pedersen, & Brand, 1990). Ankel- og kneleddsenteret ble kalkulert ved å bruke henholdsvis den midtre delen av de to malleolene, og midtre delen av epikondylene (Davis, Öunpuu,

Tyburski, & Gage, 1991; Eng & Winter, 1995). Anatomisk koordinatsystem ble som nevnt tidligere laget basert på det statiske kalibreringsopptaket. Den vertikale aksen var definert som retningen fra det distale leddmidtpunktet til det proksimale leddmidtpunktet. Aksen som gikk i anterior-posterior retning var definert ut ifra den vinkelrette posisjonen til den vertikale aksen, i sagittalplanet til deltakeren. Den tredje og siste aksen ble definert som krysspunktet av disse to aksene, og utgjorde da den medio-laterale aksen (Kristianslund et al., 2012). En funksjon kalt "Singular value decomposition" ble brukt til å finne segmentenes posisjon (Soderkvist & Wedin, 1993).

3.4.1 Knebøy

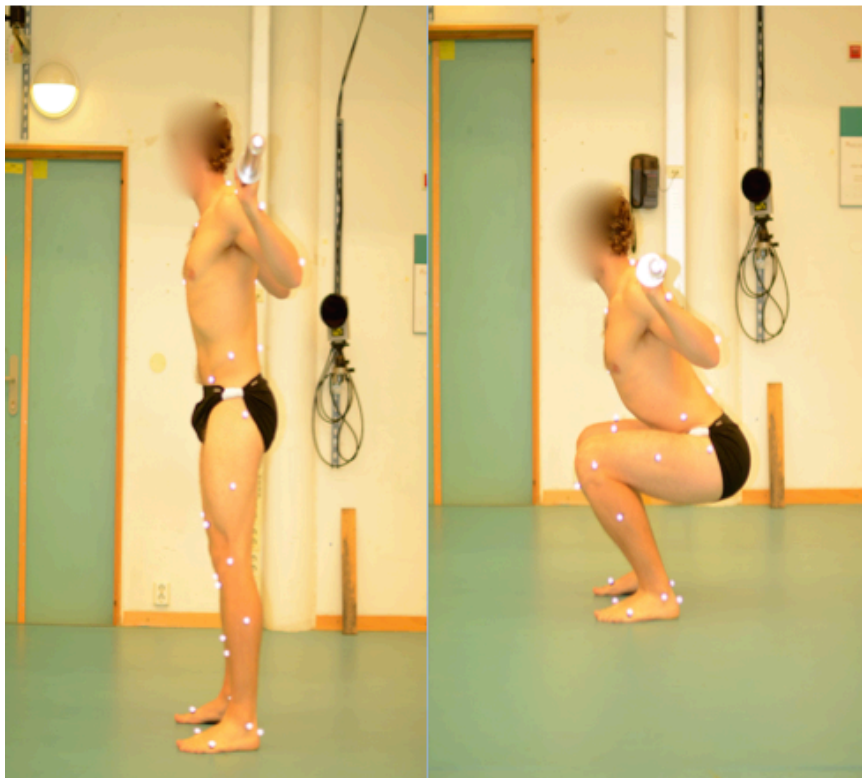
Deltakerne utførte totalt fire serier knebøy (figur 9), med tre forskjellige fotposisjoner:

- Smal knebøy (SK) (figur 11), hvor det var 40 cm avstand mellom venstre og høyre utside cuboideum, og føttene pekte rett frem.
- Bred knebøy med 30° utadrotasjon av føttene, hvor det var 50 cm avstand mellom venstre og høyre utside hæl.
- Føttene på treplate med 7,5° helning, hvor det var 40 cm avstand mellom venstre og høyre utside hæl, og føttene pekte rett frem.

I denne oppgaven benyttes kun resultater fra SK fordi den skaper større grad av ryggfleksjon enn de andre knebøyvariantene (Rekdal Nielsen, 2015). I tillegg har de valgte bevegelsestestene et bevegelsesmønster som er mer likt SK enn de andre knebøyvariantene.



Figur 11. SK hvor det var 40 cm avstand fra lateralsiden av cuboideum på begge ben.



Figur 12. Utgangs- og bunnposisjon i SK.

All knebøy ble utført barfot og i undertøy med stang på ryggen med 75 % av kroppsvekt. Stangen ble plassert rett under markøren på C7, slik at markøren ble synlig for kameraene. Deltakerne ble bedt om å holde hele foten i underlaget under knebøy. Avstanden til SK – 40 cm – ble målt opp i forkant av datainnsamling, og avstanden ble markert med hvit sportsteip på gulvet. I tillegg ble de andre fotposisjonene markert med sportsteip, slik at deltakerne var

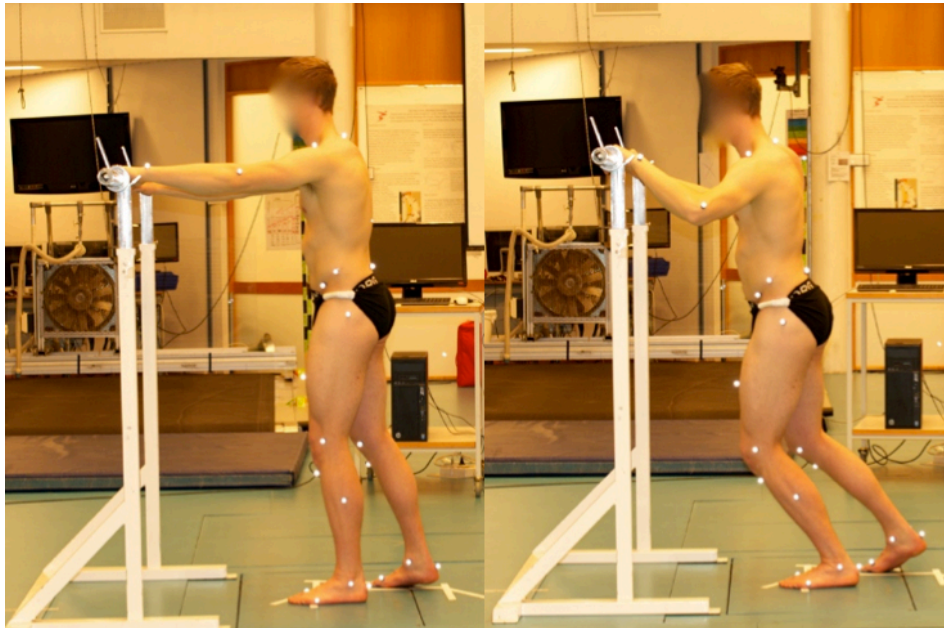
klar over hvor de skulle plassere føttene når de skulle ha dem posisjonert fremover eller i utadrotert stilling. Før hver serie med knebøy sjekket én av forsøkslederne at deltakernes føtter var riktig posisjonert. Deltakerne ble bedt om å utføre minimum tre knebøy i løpet av opptaket, som hadde en varighet på 20 sekunder. Godkjent dybde ble oppnådd hvis femur var i en horisontal stilling (figur 12).

3.4.2 Bevegelighetstester

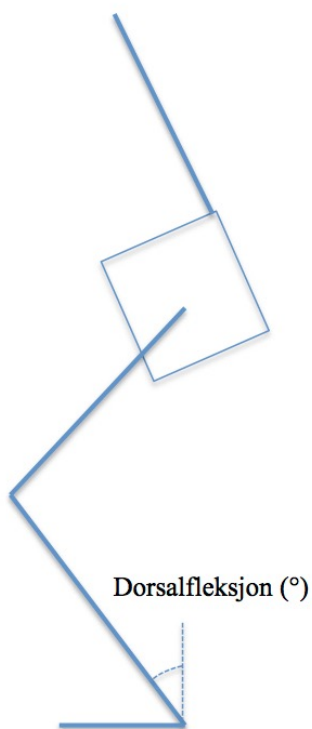
Det ble utført tre aktive bevegelighetstester hvor refleksmarkørbasert stereofotogrammetri ble benyttet for å kartlegge bevegelsesutslag. To av dem er beskrevet og brukt i oppgaven.

3.4.2.1 Maksimal stående dorsalfleksjon

Den første bevegelighetstesten ble gjennomført rett etter siste serie med knebøy og hadde til hensikt å kvantifisere maksimal dorsalfleksjon i ankelleddet. Deltakerne støttet seg med armene inntil stangen med bena i skritt, og vekt på fremre fot (figur 13). Dorsalfleksjon ble utført med fokus på å føre fremre kne over andre tå. Én av forsøkslederne kontrollerte visuelt at kneet ble ført over andre tå. Dette ble gjennomført på begge ben, men med ett ben om gangen. Hælen på fremre fot, som pekte rett frem, skulle ikke forlate underlaget. Deltakerne ble bedt om å utføre minimum tre repetisjoner i løpet av opptaket, som hadde en varighet på 20 sekunder. Dorsalfleksjon defineres som vinkelen mellom fotryggen og leggen, hvor det er null grader når foten er flatt på underlaget og leggen peker rett opp. Fremoverføring av leggen medfører økt grad av dorsalfleksjon (figur 14).



Figur 13. Utgangs- og sluttposisjon for maksimal dorsalfleksjon.

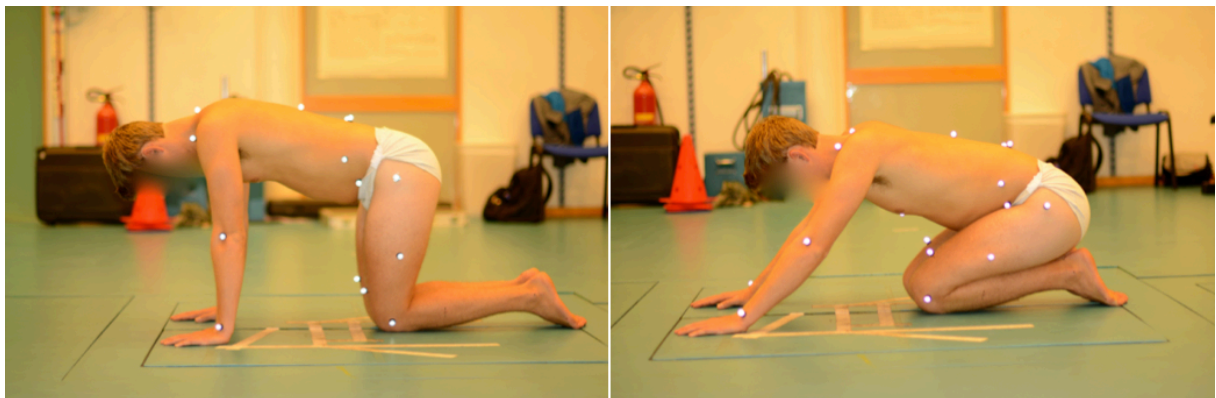


Figur 14. Måling av dorsalfleksjon i ankelleddet.

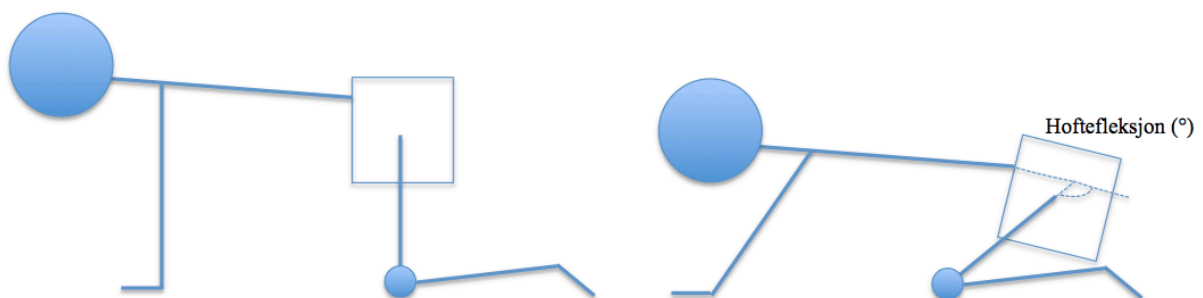
3.4.2.2 Maksimal hoftefleksjon i McGill-test

Den andre bevegelsestesten var todelt og hadde til hensikt å undersøke graden av maksimal fleksjon i hoftelddet. Graden av maksimal ryggfleksjon ble også undersøkt, og dette ble gjort på samme måte som i SK (figur 10). Bare den første delen av testen er beskrevet fordi den andre delen ikke ble brukt i analysene. Deltakerne stod i firstående stilling med medialsiden

av knærne i kontakt med hverandre, samt venstre og høyre stortå i kontakt med hverandre (figur 15 og 16). Det ble ikke gitt instruksjer for avstanden mellom hendene gjennom begge deltestene, men alle deltakerne hadde en avstand tilsvarende omtrent deres skulderbredde. Håndflaten var i kontakt med underlaget. Deltakerne ble bedt om å prøve å holde columna i nøytralposisjonert stilling under hele testen, det vil si slik som figur 16 viser. Figur 15 viser en deltaker med et bekken som er delvis rotert posteriort i testens utgangsposisjon, og figur 16 gir da en mer riktig fremstilling av hvordan testen utføres, fordi bekkenet er i nøytralstilling. Før testen ble utført sjekket en av forsøkslederne at deltakernes columna var nøytralposisjonert, samt at knær og venstre og høyre stortå var riktig posisjonert. Deltakerne skulle føre setet kontrollert bakover til hælen og tilbake til utgangsposisjon. Deltakerne utførte minimum tre repetisjoner i løpet av opptaket, som hadde en varighet på 20 sekunder. Testen er opprinnelig laget av Stuart McGill, professor i biomekanikk, og er beskrevet som en ”screening”-test for hvor dypt man kan gå i knebøy (Myer et al., 2014).



Figur 15. McGill-testen. Utgangs- og sluttposisjon ved testing av maksimal hoftefleksjon



Figur 16. Måling av hoftefleksjon i McGill-testen.

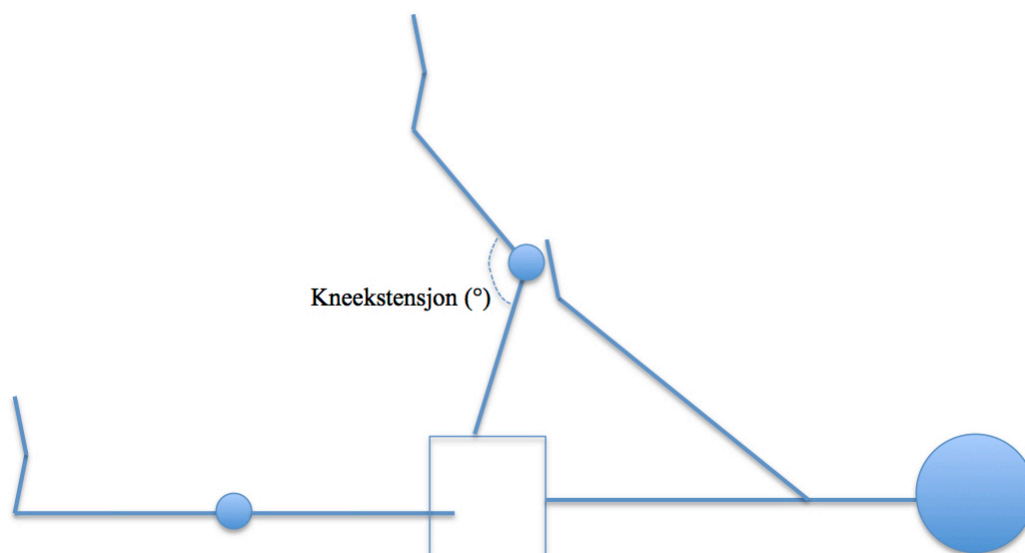
3.5 Manuell testing av hamstrings sin ettergivelse

3.5.1 Maksimal kneekstensjon med 120° hoftefleksjon

Den siste bevegelsestesten hadde til hensikt å undersøke ettergivelsen i hamstringsmuskulaturen hos deltakerne. Ett ben ble testet om gangen mens deltakerne var rygliggende på benk med det ene hofteløddet i 120° flektert stilling. Deltakernes bekken og motsatte lår ble bundet fast til benken via flybelter, for å redusere graden av kompensatoriske bevegelser. En fiskevekt (Salter Super Samson) med en kraft på maksimalt ti kilo ble brukt for å skape et drag i anterior retning for tibia, slik at kneekstensjon forekom. For å vite om fiskevekten faktisk oppnådde en kraft på ti kilo, ble det testet med vektskiver fra fem til ti kilo før deltakerne ble testet. Den ene forsøkslederen kvantifiserte graden av ekstensjon i kneet via et goniometer (Gymna, Belgia) som kunne måle opp mot 180°. Den samme forsøkslederen gjorde dette på alle deltakerne. Leddutslaget ble målt med goniometeret da fiskevekten oppnådde et drag på ti kilo. Referansepunktene for målingen av kneekstensjon ble utgjort av trochanter major, epicondylus lateralis femoris og malleolus lateralis. Testen er illustrert i figur 17 og 18.



Figur 17. Måling av kneekstensjon rygliggende på benk, med bruk av fiskevekt og goniometer.



Figur 18. Måling av kneekstensjon. Fullt ekstendert kne tilsvarer 180°.

3.6 Antropometriske mål

Lengden på femur og tibia ble estimert på bakgrunn av avstand fra leddsenter til leddsenter i stående utgangsposisjon. Tibias lengde ble estimert fra ankelleddets senter og opp til kneleddets senter. Femurs lengde ble estimert fra kneleddets senter til hofteladdets senter. Lengden på columna ble estimert på bakgrunn av overkroppens lengde i stående posisjon, det vil si fra C7 til hofteladdenes leddsentre.

3.7 Statistiske analyser

Statistiske analyser ble utført i Statistical Package for the Social Sciences versjon 24.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). Figurer og tabeller ble laget i Microsoft Excel og PowerPoint for Macintosh (versjon 2011, Microsoft Corporation; The Microsoft Network, LLC, Redmond, WA). All deskriptiv statistikk er presentert med gjennomsnitt med 95 % konfidensintervall (KI), standardavvik (SD), samt signifikansnivå på 0,05, med mindre annen informasjon er oppgitt. Opprinnelig skulle Lite Fleksjon (LF)-gruppen og Stor Fleksjon (SF)-gruppen sammenlignes mot hverandre i denne oppgaven, men til tross for at det var signifikant forskjell ($p < 0,05$) mellom gruppene med tanke på grad av ryggfleksjon ved 70° femurhelning, så var det en betydelig overlapping mellom gruppene (Rekdal Nielsen, 2015). Av den grunn ble gruppene slått sammen til ett datamateriale som da ble undersøkt i de statistiske analysene. Test-retest-reliabilitet mellom første og andre runde med SK ble undersøkt via ICC med 95 % KI, med hensikt å avdekke eventuelle målefeil i knebøy.

For å undersøke sammenhengen mellom ryggfleksjon i SK og bevegelighet og antropometri, ble det utført korrelasjonsanalyser. I tillegg ble det utført standard multippel lineær regresjonsanalyse for å undersøke hvor mye av ryggfleksjonen bevegelighetstestene og antropometrivariablene kunne forklare, samt hvilke variabler som hadde størst innvirkning på graden av ryggfleksjon. Grunnet få deltakere (n=15) som klarte å oppnå 90° femurhelning i SK, ble det ikke utført korrelasjons- eller regresjonsanalyse ved denne knebøydybden. Austin og Steyerberg fremhever at en 10:1-ratio, hvor det er rundt 10 målinger (deltakere) per uavhengig variabel, er anbefalt ved regresjonsanalyser (Austin & Steyerberg, 2015). Fire uavhengige variabler – dorsalfleksjon, hoftefleksjon (McGill-test), relativ columna- og femurlengde – ble derfor valgt ut til regresjonsanalysen grunnet en utvalgsstørrelse fra 35 (80° femurhelning) til 41 deltakere (70° femurhelning). Måleverdiene fra hamstringstesten (kneekstensjon) og relativ tibialengde ble ikke inkludert, da vi anså de andre variablene som mer relevante for ryggfleksjon. Bestemmelseskoeffisienten eller kvadrert r (R^2), med verdi mellom 0 og 1 (Zou, Tuncali, & Silverman, 2003), ble beregnet slik at det kunne bli vurdert hvor mye av variasjonen til graden av ryggfleksjonen som bevegelighetstestene og antropometrivariablene kunne forklare. Det ble tatt utgangspunkt i den standardiserte koeffisienten (β) ved vurdering av hvilke variabler som hadde størst unikt bidrag til graden av ryggfleksjon i knebøy.

Ved Shapiro-Wilk normalitetstest var alle variablene normalfordelte utenom relativ columnalengde, samt ryggfleksjon i SK ved 70° femurhelning. Sistnevnte variabel ble da rangert i SPSS fra 1 til 41, slik at variabelen fikk parametriske verdier, og dermed kunne bli brukt som avhengig variabel i regresjonsanalysen, men også for å kunne undersøke korrelasjonen med andre parametriske variabler ved Pearsons r . Relativ columnalengde kunne bli brukt i regresjonsanalysen som uavhengig variabel, da det bare var den avhengige variabelen som burde være normalfordelt (Tabachnick & Fidell, 2013). Før analysen ble én mulig uteligger med ekstrem minsteverdi i den ene variabelen – relativ columnalengde – observert i SPSS ved visuell inspeksjon av histogram, Q-Q plot og box plot. Relativ columnalengde var normalfordelt ved Shapiro-Wilk normalitetstest hvis uteliggeren ble fjernet. Korrelasjons- og regresjonsanalysene ble derfor utført med og uten uteliggeren. Resultater med uteliggeren er presentert i tabellform, men tydelige forskjeller mellom analysene med og uten uteligger er nevnt i resultatkapittelet. Relativ columnalengde, med og uten uteligger, ble analysert ved bruk av henholdsvis Spearmans rho og Pearsons r for undersøkelse av korrelasjon. Pearsons og Spearmans korrelasjonskoeffisient klassifiseres som

<0,1, ubetydelig; 0,1-0,3, liten; 0,3-0,5, moderat; 0,5-0,7, stor; 0,7-0,9, veldig stor og 0,9-1,0, nesten perfekt (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). Dette gjelder ved koeffisientverdier fra 0 til -1 og ved koeffisientverdier fra 0 til 1. Både ved Pearsons r og Spearmans rho ble det utført tosidig test. Koeffisientene ble referert til som r_p (Pearsons r) og r_s (Spearmans rho).

Antall repetisjoner for SK som ble brukt i de statistiske analysene, varierte fra én til tre. Hvis en deltaker ved utførelse av SK bare oppnådde én vellykket repetisjon til 70° femurhelning, ble den ene verdien brukt i de statistiske analysene for denne dybden. Det samme gjaldt for 80° femurhelning. Ved to eller tre vellykkede repetisjoner ble gjennomsnittlig verdi for de to eller tre repetisjonene brukt. De aktive bevegelsestestenes måleverdier ble estimert på bakgrunn av gjennomsnittet til de tre repetisjonene som deltakerne utførte. Hamstringstesten (kneekstensjon) og dorsalfleksjon, hvor ett og ett ben ble testet, var basert på samlet gjennomsnittlig verdi for høyre og venstre underekstremitet. Resultatene til dorsalfleksjon i venstre og høyre ankelledde ble altså slått sammen, og det samme gjaldt for hamstringstesten, da det var veldig stor korrelasjon mellom høyre og venstre side. Variablene korrelerte ved Pearsons r fra 0,71 (dorsalfleksjon) til 0,84 (hamstringstesten) ($p < 0,01$ for begge). Grunnen til at dette ble undersøkt er at eksempelvis stående testing av maksimal dorsalfleksjon ikke alltid innebærer symmetrisk bevegelse av høyre og venstre ben, ved testing av ett og ett ben, og det kan forekomme signifikant mindre grad av dorsalfleksjon i dominant ben (Rabin, Kozol, Spitzer, & Finestone, 2015). I vår studie ble dominant ben ikke kartlagt hos deltakerne. Måleverdiene fra McGill-testen (hoftefleksjon), maksimal grad av hofte- og dorsalfleksjon i SK ble også slått sammen på samme måte som ved hamstringstesten og dorsalfleksjon. Grunnen til dette var at det forekom symmetrisk bevegelse av høyre og venstre femur i McGill-testen, og symmetrisk bevegelse av høyre og venstre femur og tibia gjennom hele bevegelsesbanen i knebøy. De antropometriske variablene femur- og tibialengde ble også slått sammen basert på gjennomsnittlig verdi til høyre og venstre femur og tibia. Den relative verdien til en antropometrisk variabel – det vil si prosentandelen av kroppshøyden – i tabell 2 ble kalkulert på bakgrunn av hver deltakers lengde på den gitte ekstremiteten dividert på deltakerens kroppshøyde, eksempelvis slik:

$$\frac{\text{Femurlengde}}{\text{Høyde}}$$

4. Resultater

Én deltaker klarte ikke å gjennomføre alle knebøyvariantene. Vedkommende klarte ikke å oppnå godkjent dybde under knebøy, og ble dermed ekskludert fra resultatene. Det ble dermed samlet inn data fra 43 deltakere. Alle deltakerne klarte å gjennomføre bevegelsestestene. Grunnet manglende data fra enkelte videoopptak under knebøy, ble data fra 41 deltakere brukt i de statistiske analysene. Antall deltakere som klarte å utføre SK til 70°, 80° og 90° femurhelning var henholdsvis 41, 35 og 15. Graden av ryggfleksjon i SK ved 70°, 80° og 90° femurhelning var, for alle deltakerne, henholdsvis 7,9° ($\pm 4,8^\circ$), 12,9° ($\pm 6,1^\circ$) og 15,6° ($\pm 5,1^\circ$). Det var flere deltakere i LF-gruppen enn i SF-gruppen som klarte å utføre knebøy til 70°, 80° og 90° femurhelning. Antall deltakere i LF-gruppen var henholdsvis 20, 19 og 10, mens i SF-gruppen var det henholdsvis 21, 16 og 5. Test-retest-reliabiliteten mellom første og andre runde med SK viste en ICC på 0,90 (0,81-0,95), hvilket er ansett som meget god reliabilitet. Første runde med SK ble da brukt i de statistiske analysene.

4.1 Deltakere

Gjennomsnittlig alder, høyde og vekt var henholdsvis 25,1 ($\pm 3,4$) år, 180,9 ($\pm 5,3$) cm og 80,8 ($\pm 9,4$) kg.

4.2 Knebøy, bevegelsestester og antropometriske verdier

Maksimal gjennomsnittlig hofte- og dorsalfleksjon i SK var henholdsvis 133,4° ($\pm 5,9^\circ$) og 31,7° ($\pm 3,3^\circ$). Maksimalt gjennomsnittlig bevegelsesutslag av kneekstensjon (hamstringstesten), dorsalfleksjon og hoftefleksjon (McGill-testen) var henholdsvis 117,8° ($\pm 13,1^\circ$), 37,9° ($\pm 4,4^\circ$) og 119,3° ($\pm 7,9^\circ$) (tabell 2). De antropometriske variablene relativ femur- og tibialengde utgjorde, i gjennomsnitt, omtrent 25 % av kroppshøyden, mens relativ columnallengde utgjorde omtrent 32 % av kroppshøyden (tabell 2).

Tabell 2. Maksimalt gjennomsnittlig bevegelsesutslag (°) i ROM-testene og antropometrisk relativ lengde, oppgitt i prosent av kroppshøyden, for de 41 deltakerne. De relative verdiene varierer fra 25 % til 32 % av kroppshøyden.

	Bevegelsesutslag (°)	Antropometri (%)
Dorsalfleksjon	37,9 ± 4,4	
Hoftefleksjon (McGill-testen)	119,3 ± 7,9	
Kneekstensjon (hamstringstesten)	117,8 ± 13,1	
Relativ femurlengde		25,1 ± 1,1
Relativ tibialengde		25,8 ± 0,8
Relativ columnalengde		32,1 ± 1,2

Resultatene er oppgitt som gjennomsnitt ± SD

4.3 Korrelasjon

Dorsalfleksjon ved ROM-testing var den eneste variabelen som hadde en signifikant, moderat, korrelasjon med ryggfleksjon ved 70° og 80° femurhelning ($p < 0,005$ og $0,004$; $r_p = -0,43$ og $-0,47$; tabell 3). Negativ korrelasjon innebærer at *økt* grad av dorsalfleksjon er korrelert med en *reduert* grad av ryggfleksjon. Relativ columnalengde sin korrelasjon med ryggfleksjon ved 70° femurhelning var ikke-signifikant og liten, men viste tendenser mot en moderat korrelasjon ($p < 0,08$; $r_s = -0,27$; tabell 3). Ved fravær av uteligger ble korrelasjonen redusert ($p < 0,24$; $r_p = -0,19$). Ingen andre variabler hadde en signifikant korrelasjon med graden av ryggfleksjon.

Tabell 3. Korrelasjonen mellom ryggfleksjon og bevegelighets- og antropometrivariabler. Antall deltakere ved 70° og 80° femurhelning var henholdsvis 41 og 35.

Maksimal ROM	Pearsons r		P-verdi	
	70°	80°	70°	80°
Dorsalfleksjon	-0,43	-0,47	0,005**	0,004**
Hoftefleksjon (McGill-test)	0,00	-0,01	0,99	0,96
Kneekstensjon (hamstringstest)	-0,22	-0,15	0,16	0,40

Antropometri	Pearsons r		P-verdi	
	70°	80°	70°	80°
Relativ femurlengde	0,16	0,09	0,32	0,60
Relativ tibialengde	-0,22	-0,19	0,16	0,28
Relativ columnalengde***	-0,27	-0,22	0,08	0,21

* Signifikant ved 0,05-nivå (tosidig test)

** Signifikant ved 0,01-nivå (tosidig test)

*** Spearmans rho

4.4 Standard multippel lineær regresjonsanalyse

Multikollinearitet forekom ikke under analysene, og residualene var normalfordelt. Ut ifra tabell 4 og 5 kan bevegelse og antropometri forklare 24 % og 20 % (justert R^2 grunnet få deltakere) av variasjonen for ryggfleksjon ved SK, henholdsvis 70° og 80° femurhelning. Resultatene fra regresjonsanalysen viser at dorsalfleksjon var den uavhengige variabelen som hadde størst innvirkning på ryggfleksjon, i tillegg til at det var den eneste variabelen som hadde et signifikant unikt bidrag både ved 70° og 80° femurhelning ($p < 0,003$ og $0,004$; tabell 4 og 5). Dorsalfleksjon sin β økte fra 70° til 80° femurhelning ($\beta = -0,46$ og $-0,50$). Relativ columnalengde hadde også et unikt signifikant bidrag til modellen ved 70° femurhelning ($p < 0,024$; $\beta = -0,33$; tabell 4), men ikke ved 80° femurhelning ($p < 0,12$; $\beta = -0,24$; tabell 5). Ved fravær av uteligger ble relativ columnalengde sitt bidrag redusert til å være ikke-signifikant ved 70° femurhelning ($p < 0,24$; $\beta = -0,20$). Bidraget til relativ columnalengde ble også redusert ved 80° femurhelning ($p < 0,60$; $\beta = -0,09$). Fravær av uteligger reduserte også justert R^2 til 16 % og 14 % ved henholdsvis 70° og 80° femurhelning. Den ustandardiserte koeffisienten (B) for dorsalfleksjon endret seg maksimalt 3 % da én eller

flere av de andre uavhengige variablene ble fjernet fra modellen ved 70° og 80° femurhelning. Justert R^2 ble endret fra 0,24 til 0,20 ved 70° femurhelning da dorsalfleksjon gikk fra å være i modellen med tre andre uavhengige variabler, til å være igjen alene.

Tabell 4. Standard multipel lineær regresjonsanalyse med to bevegelighets- og to antropometrivariable. Avhengig variabel er ryggfleksjon ved 70° femurhelning. Antall deltakere i analysen var 41.

	B	95 % KI	β	P-verdi
Konstant	143,82	-1,19 til 288,84		0,052
Dorsalfleksjon	-1,27	-2,04 til -0,49	-0,46	0,002*
Hoftefleksjon (McGill-testen)	-0,15	-0,58 til 0,28	-0,09	0,49
Relativ columnallengde	-3,22	-6 til -0,44	-0,33	0,024*
Relativ femurlengde	1,86	-1,34 til 5,05	0,16	0,25
R^2	0,32			
Justert R^2	0,24			

* Signifikant ved 0,05-nivå (tosidig test)

Tabell 5. Standard multipel lineær regresjonsanalyse med to bevegelighets- og to antropometrivariable. Avhengig variabel er ryggfleksjon ved 80° femurhelning. Antall deltakere i analysen var 35.

	B	95 % KI	β	P-verdi
Konstant	73,26	-11,47 til 157,99		0,08
Dorsalfleksjon	-0,71	-1,16 til -0,26	-0,50	0,003*
Hoftefleksjon (McGill-testen)	-0,06	-0,31 til 0,19	-0,07	0,62
Relativ columnallengde	-1,25	-2,87 til 0,37	-0,24	0,12
Relativ femurlengde	0,57	-1,29 til 2,44	0,09	0,54
R^2	0,29			
Justert R^2	0,20			

* Signifikant ved 0,05-nivå (tosidig test)

5. Diskusjon

Hovedhensikten med denne tverrsnittsstudien var å undersøke om bevegelighet i ankel- og hoftelrådet og antropometri hadde en sammenheng med graden av ryggfleksjon i SK. Bevegelighet og antropometri kunne forklare 20-24 % av variasjonen for ryggfleksjon i SK i regresjonsmodellen, men fravær av uteligger reduserte dette til 14-16 %. Det var bare maksimal dorsalfleksjon i ankelleddet ved ROM-testing som korrelerte signifikant og moderat med ryggfleksjon i SK (tabell 3). Denne bevegelighetsvariabelen var den eneste variabelen som bidro signifikant i regresjonsmodellen både ved 70° og 80° femurhelning, i tillegg til at den hadde størst bidrag (tabell 4 og 5). Relativ columnallengde hadde en liten – men med tendens til moderat – korrelasjon med ryggfleksjon ved 70° femurhelning (tabell 3), samt at variabelen bidro signifikant i regresjonsmodellen ved 70° femurhelning (tabell 4). Imidlertid kan det være hensiktsmessig å tolke resultatene for relativ columnallengde med forsiktighet, da fraværet av uteligger reduserte både korrelasjonen og bidraget i regresjonsmodellen.

Korrelasjonen mellom maksimal dorsalfleksjon og ryggfleksjon ble sterkere fra 70° til 80° femurhelning (tabell 3). I tillegg økte den standardiserte koeffisienten (β) til dorsalfleksjon fra 70° til 80° femurhelning (tabell 4 og 5). Disse resultatene indikerer at ankelbevegelighet har størst sammenheng med ryggfleksjon i SK. Dette kan ha praktiske implikasjoner. Det kan tenkes at personer med redusert grad av dorsalfleksjon i ankelleddet muligens kan redusere graden av ryggfleksjon i knebøy hvis de øker ROM i ankelleddet. Økt maksimal grad av dorsalfleksjon er mulig å oppnå via statisk tøyning eller bevegelighetstrening (Johanson, Armstrong, Hopkins, Keen, Robinson, & Stephenson, 2015; Johanson, Baer, Hovermale, & Phouthavong, 2008; Johanson et al., 2014; Pratt & Bohannon, 2003; Radford, Burns, Buchbinder, Landorf, & Cook, 2006; Terada et al., 2013). Imidlertid er det viktig å presisere at det ikke eksisterer forskning hvor det er gjennomført en intervensjon i form av tøyning eller bevegelighetstrening, med hensikt å undersøke effekten av dette på graden av ryggfleksjon i knebøy. Både denne og flere andre studier som har undersøkt sammenhenger mellom bevegelsesutslag og ryggfleksjon i knebøy, er tverrsnittsstudier (Hebling Campos et al., 2017; Lamontagne et al., 2009; List et al., 2013). Av den grunn kan det ikke fastslås et eventuelt årsak-virkning-forhold, også kalt kausalitet (Mann, 2003). Dette gjelder også for andre bevegelighetsvariabler, samt de antropometriske variablene, men samtidig må det understrekes at sistnevnte variabler kan man ikke påvirke.

5.1 Bevegelighet og ryggfleksjon i knebøy

DORSALFLEKSJON

Dorsalfleksjon fremstår som en av de viktigste variablene som påvirker graden av ryggfleksjon i SK. En økt grad av dorsalfleksjon var korrelert med mindre grad av ryggfleksjon. Evnen til å oppnå stor grad av dorsalfleksjon i ankelleddet ser ut til å være viktig for å kunne utføre knebøy uten at det blir relativt store krefter som kan ha ugunstig belastning på columna (Fry, Smith, & Schilling, 2003). Den sterke korrelasjonen mellom økt dorsalfleksjon i ankelleddet eller føring av knærne forbi tærne, og ryggfleksjon i knebøy med stang er også registrert i andre studier (Hebling Campos et al., 2017; List et al., 2013). Begge disse studiene brukte også refleksmarkører og stereofotogrammetri, men i motsetning til vår studie sammenlignet de ikke maksimale ROM-målinger eller antropometri med ryggfleksjon i knebøy. I vår studie ble det også registrert maksimal dorsalfleksjon i knebøy, og vi observerte at ryggfleksjon ved 70° og 80° femurhelning hadde en signifikant, men moderat, korrelasjon med maksimal grad av dorsalfleksjon i knebøy ($p < 0,025$ og $< 0,040$; $r_p = -0,35$ og $-0,35$). Dette er i tråd med de nevnte studiene, men samtidig hadde ikke vår studie resultater fra knebøy hvor knærne ikke fikk passere tærne. Sannsynligvis ville vi ha registrert større grad av ryggfleksjon hvis vi også fikk deltakerne til å utføre knebøy med denne typen bevegelsesrestriksjoner for knærne.

Korrelasjonen mellom maksimal dorsalfleksjon i knebøy og ryggfleksjon var, i vår studie, litt svakere enn ROM-målingene, noe som sannsynligvis gjenspeiles i at maksimal grad av dorsalfleksjon i knebøy var lavere enn ved ROM-testing, da verdiene var henholdsvis 31,7° ($\pm 3,3^\circ$) og 37,9° ($\pm 4,4^\circ$). En annen studie som undersøkte sammenhengen mellom graden av fremoverlening av overkroppen og ankelbevegelighet, fant lignende resultater (Fuglsang, Telling, & Sorensen, 2017). Det var 11,4° ($\pm 3,4^\circ$) forskjell mellom graden av dorsalfleksjon ved stående ROM-testing og graden av dorsalfleksjon i knebøy, hvor deltakerne oppnådde størst leddutslag i ROM-testen. Maksimal dorsalfleksjon i ROM-testen var signifikant korrelert med fremoverlening av overkroppen. Til tross for at ryggfleksjon ikke ble undersøkt i Fuglsang og medarbeideres studie, så er studiens resultater allikevel interessante da ryggfleksjon ofte forekommer ved fremoverlening av overkroppen (Hebling Campos et al., 2017; List et al., 2013; Maduri, Pearson, & Wilson, 2008; McKean et al., 2010). En større grad av fremoverlening av overkroppen øker sannsynligheten for at ryggfleksjon forekommer (McKean et al., 2010).

Utenom at deltakerne i List og medarbeideres studie stod i anatomisk utgangsposisjon ved beregning av leddsenter for ankel-, kne- og hofteledd, så er ikke avstand mellom føttene beskrevet i deres eller Hebling Campos og medarbeideres studie (Hebling Campos et al., 2017; List et al., 2013). I vår studie var det en signifikant forskjell i graden av ryggfleksjon, samt fremoverlening av overkroppen, mellom SK og bred knebøy ved 70° og 80° femurhelning (Rekdal Nielsen, 2015). Ved økt ryggfleksjon øker aktiveringen av muskulaturen langs columna – eksempelvis erector spinae – og dette kan øke belastningen på columna (Bazrgari et al., 2007). Erector spinae sin aktivitet kan reduseres hvis man har en mer vertikalposisjonert columna i knebøy, og dette er lettere å oppnå ved større avstand mellom føttene (Yoon, 2013). Av den grunn er det interessant å vite hvor stor avstand det var mellom føttene i studiene til List og medarbeidere og Hebling Campos og medarbeidere. Begge studiene registrerte en større grad av fremoverlening av overkroppen, samt ryggfleksjon, ved begrenset knebøyvariant hvor det ikke forekom føring av knærne forbi tærne, det vil si mindre dorsalfleksjon (Hebling Campos et al., 2017; List et al., 2013). Ved føring av knærne forbi tærne i knebøy forekom det mindre fremoverlening og ryggfleksjon. Antakeligvis hadde deltakerne i disse studiene en smal avstand mellom føttene, eksempelvis tilsvarende bekkenets bredde, fordi knebøy med bred avstand mellom føttene innebærer mer hoftefleksjon, mindre grad av dorsalfleksjon, og dermed mer vertikal posisjonering av tibia (Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001; Swinton, Lloyd, Keogh, Agouris, & Stewart, 2012). I og med at smal avstand mellom føttene krever mer grad av dorsalfleksjon i ankelleddet ved utførelse av knebøy, så vil et legitimt spørsmål være hvorfor ryggfleksjon forekommer ved redusert dorsalfleksjon. Årsaken til dette er sannsynligvis fordi det må utføres større grad av fremoverlening av overkroppen slik at massesenteret forblir posisjonert over føttene (Kathiresan et al., 2010; List et al., 2013). Hvis ikke dette skjer kan en komme i ubalanse og eventuelt risikere å falle bakover.

Det er vist at det kan være regionale forskjeller med tanke på hvor mye bevegelse som forekommer i lumbalcolumna (Cook, Yeager, & Cheng, 2015; Mitchell, O'Sullivan, Burnett, Straker, & Smith, 2008). Dette innebærer at det kan være ulik grad av bevegelse i de forskjellige leddene i lumbalcolumna. Hebling Campos og medarbeidere rapporterte bevegelse for segmentene L1, L3 og L5, samt hele lumbalcolumna (Hebling Campos et al., 2017). I deres studie ble det registrert en signifikant forskjell og en stor effektstørrelse (Cohens d; 0,84) for graden av fremoverlening av overkroppen ved de to tidligere nevnte variantene av knebøy. Det var signifikant større grad av fremoverlening av overkroppen ved

bevegelsesrestriksjon for knærne, sammenlignet med den andre varianten hvor knærne fikk passere tærne ($44,3^\circ$ versus $36,7^\circ$). Graden av fleksjon i hele lumbalcolumna var størst ved førstnevnte variant, og det forekom mest fleksjon i L1, hvilket er forventet ved fleksjon av lumbalcolumna (Cook et al., 2015). Imidlertid ble det bare registrert en moderat effektstørrelse (Cohens d ; 0,35) med tanke på de to ulike knebøyvariantene og graden av fleksjon i hele lumbalcolumna. I List og medarbeideres studie ble det brukt et markørappsett hvor 71 refleksmarkører ble festet på kroppen, hvorav 13 av dem ble plassert på processus spinosus fra L5 til C3 (List et al., 2013). Det var markører plassert på processus spinosus fra L1 til L5, mens sju markører ble plassert på bekkenet. Det ble rapportert bevegelse for hele lumbalcolumna, men ikke for de ulike leddene i lumbalcolumna. I vår studie var ryggfleksjon estimert på bakgrunn av at graden av fleksjon i øvre del av ryggen ble subtrahert på bekkenets helningsvinkel (figur 19). List og medarbeideres studie og vår egen studie beskrev altså ikke bevegelse i ulike ledd i lumbalcolumna slik som Hebling Campos og medarbeidere. De ulike leddene i lumbalcolumna ble i sistnevnte studie imidlertid referert til som nedre, midtre og øvre lumbalcolumna da forskerne påpekte at de ikke kunne være helt sikre på at refleksmarkørene ble plassert på de anatomiske landemerkene til L1, L3 og L5 (Hebling Campos et al., 2017). Av den grunn kan det være hensiktsmessig å tolke deres resultater for ulike ledd med en viss grad av forsiktighet. I vår studie undersøkte vi relativ bevegelse mellom bekken og øvre del av truncus. I og med at vi brukte færre markører på columna enn de nevnte studiene, så kunne vi ikke beskrive bevegelse i ulike ledd, men vi kunne allikevel registrere generell fleksjonsbevegelse i lumbalcolumna.

MCGILL- OG HAMSTRINGSTESTEN

Hverken maksimal hoftefleksjon i McGill-testen eller maksimal kneekstensjon i hamstringstesten korrelerte signifikant med graden av ryggfleksjon ved 70° og 80° femurhelning (tabell 3). McGill-testens måleverdier utgjorde heller ikke et signifikant bidrag i regresjonsmodellen ved 70° og 80° femurhelning (tabell 4 og 5). Ulike studier som har undersøkt knebøy har registrert at graden av hoftefleksjon i knebøy varierer fra rundt 90° til rundt 125° , hvilket er avhengig av dybde (Butler et al., 2010; Hemmerich, Brown, Smith, Marthandam, & Wyss, 2006; Kim et al., 2015). Ingen av disse studiene rapporterte derimot grad av ryggfleksjon eller fremoverlening av overkroppen. I vår studie ble det registrert i overkant av 130° gjennomsnittlig maksimal hoftefleksjon i SK. Gjennomsnittlig maksimal hoftefleksjon i McGill-testen var nærmere 120° , mens for hamstringstesten (kneekstensjon) var gjennomsnittlig maksimalt bevegelsesutslag rundt 117° (tabell 2). Det er uvisst hvorfor

det forekom større grad av hoftefleksjon i SK enn i McGill-testen. En mulig forklaring på dette kan være at den ytre belastningen i SK, tilsvarende 75 % av kroppsvekten, ”presset” deltakerne ned i fleksjon. En annen forklaring kan være at målefeil forekom.

Til tross for manglende sammenheng mellom maksimal hoftefleksjon i McGill-testen og ryggfleksjon i SK, så er målingen i testen allikevel relevant. Det er flere korrelasjonsresultater utenom hovedresultatene som tilsier dette. Maksimal hoftefleksjon i SK var signifikant og moderat korrelert med maksimal hoftefleksjon i McGill-testen ($p < 0,008$; $r_p = -0,41$, tosidig test). Et annet interessant funn var at maksimal hoftefleksjon i McGill-testen var signifikant og moderat korrelert med maksimal ryggfleksjon i McGill-testen ($p < 0,001$; $r_p = -0,49$, tosidig test). I tillegg var maksimal ryggfleksjon i McGill-testen signifikant og moderat korrelert med maksimal hoftefleksjon i SK ($p < 0,001$; $r_p = -0,52$, tosidig test). Økt grad av maksimal hoftefleksjon i SK og McGill-testen ser dermed ut til å være korrelert med mindre grad av ryggfleksjon i McGill-testen. Da man som oftest registrerer mest ryggfleksjon i den dypeste delen av knebøy og ved tilnærmet maksimal hoftefleksjon (Lamontagne et al., 2009; Schoenfeld, 2010), så kunne en ha sett for seg at ryggfleksjon ved 90° femurhelning – eller dypere – muligens ville ha korrelert sterkere og mer signifikant med maksimal hoftefleksjon og ryggfleksjon i McGill-testen.

Graden av ryggfleksjon i SK hadde en tendens til å øke da den var 15,6° ($\pm 5,1^\circ$) ved 90° femurhelning, sammenlignet med 7,9° ($\pm 4,8^\circ$) og 12,9° ($\pm 6,1^\circ$) ved henholdsvis 70° og 80° femurhelning. Ryggfleksjon ved 90° femurhelning var ikke-signifikant, men moderat, korrelert med maksimal ryggfleksjon i McGill-testen ($p < 0,17$; $r_p = 0,37$, tosidig test). Det var ingen sammenheng mellom ryggfleksjon ved 90° femurhelning og maksimal hoftefleksjon i McGill-testen ($p < 0,99$; $r_p = 0,00$, tosidig test). Da det bare var 15 deltakere som oppnådde denne dybden, sammenlignet med 41 og 35 deltakere ved henholdsvis 70° og 80° femurhelning, så påvirket sannsynligvis utvalgsstørrelsen det statistiske signifikansnivået (Fritz, Morris, & Richler, 2012). På bakgrunn av dette kan det tenkes at hvis flere deltakere hadde klart å utføre SK til minimum 90° femurhelning, så er det mulig at vi ville ha registrert en sterkere og mer signifikant korrelasjon mellom ryggfleksjon i SK og maksimal hoftefleksjon og ryggfleksjon i McGill-testen. Eventuelle fremtidige studier som har til hensikt å undersøke dette bør prøve å få deltakerne ned i en så dyp knebøy som mulig, slik at man øker sannsynligheten for at de fleste eller samtlige oppnår 90° femurhelning. I vår studie observerte vi dybden fra siden og ga tilbakemelding hvis femur ikke var parallell med

underlaget. Deltakerne burde sannsynligvis ha gått dypere enn dette for å oppnå 90° femurhelning.

Hamstringstestens manglende korrelasjon med ryggfleksjon i SK kan skyldes flere ting. Én av dem er kraftretningen til fiskevekten som ikke var optimal, da den i figur 17 hadde en vinkel mot tibia som var under 45°, mens den burde ha vært omtrent vinkelrett, det vil si 90° (Arnason et al., 2004; Fredriksen et al., 1997). I tillegg kan ulik lengde på tibia hos deltakerne ha spilt en rolle, da den ytre vektarmen sannsynligvis er ulik ved forskjellige tibialengder, mens draget på 10 kg var likt for alle deltakerne. Dette kan ha påvirket måleverdiene. Av andre faktorer fremheves det i studier at hamstrings er lite til moderat aktiv i knebøy (Contreras, Vigotsky, Schoenfeld, Beardsley, & Cronin, 2016; Escamilla, 2001; Wright, Delong, & Gehlsen, 1999). Grunnen til dette er at det sannsynligvis forekommer en forlenging og forkortning av hamstrings ved henholdsvis utspring og festet når en går ned i knebøy, grunnet fleksjon i hoft- og kneledd, og motsatt når en går opp til utgangsposisjon ved å ekstendere i hoft- og kneleddet (Escamilla, 2001). Imidlertid er det vist en signifikant, men liten, korrelasjon ($p < 0,05$; $r = 0,29$) mellom maksimal grad av fleksjon i columna med flekterte knær, og hamstrings sin ettergivelighet (Muyor et al., 2013).

Fremoverlening av overkroppen og ryggfleksjon forekommer i knebøy, hvilket kan føre til aktivering av hamstrings. Det hevdes at en plassering av stangen under acromion sitt nivå, også kalt "low bar squat", medfører høyere hamstringsaktivering, da "low bar squat" kan føre til større grad av fremoverlening av overkroppen i knebøy (Glassbrook, Helms, Brown, & Storey, 2017; Ohkoshi, Yasuda, Kaneda, Wada, & Yamanaka, 1991). Deltakerne i vår studie hadde stangen under C7-markøren, i tillegg registrerte vi at SK medførte en signifikant større grad av fremoverlening av overkroppen sammenlignet med bred knebøy (Rekdal Nielsen, 2015). Det er grunn til å tro at hamstringsaktiveringen kan ha vært større enn det som deler av litteraturen i forrige avsnitt tilsier. I likhet med McGill-testen så hadde det vært interessant å sammenligne måleverdier ved 90° femurhelning hvor det var nok deltakere, gitt at hamstringstesten ble utført med korrekt kraftretning for fiskevekten. I tillegg kan eventuelle EMG-målinger, som ofte brukes for å måle muskelaktivering (Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007), gi informasjon om hamstrings sin aktivering i SK. EMG-målinger ser ut til å ha god til meget god reliabilitet i enkelte studier med ICC over 0,80 og opp mot 0,99 (Larsson, Karlsson, Eriksson, & Gerdle, 2003; Moritani, 1993), men det er også registrert moderat reliabilitet med ICC ned mot 0,58 (Mathur, Eng, & MacIntyre, 2005).

Kort oppsummert var dorsalfleksjon den bevegelighetsvariabelen som korrelerte sterkest med ryggfleksjon i SK, men hoftefleksjon og hamstringens sin ettergivelighet kan, til tross for resultatene i denne studien, allikevel tenkes å ha en sterkere korrelasjon med ryggfleksjon i SK ved en dybde rundt 90° femurhelning eller dypere. Eventuelle intervensjonsstudier med hensikt å øke graden av dorsalfleksjon i ankelleddet og evaluere effekten av dette på ryggfleksjon i knebøy, kan være interessante å utføre i fremtiden.

5.2 Antropometri og ryggfleksjon i knebøy

Relativ columnalengde var den antropometriske variabelen som korrelerte sterkest – men allikevel ikke-signifikant – med ryggfleksjon ved 70° femurhelning (tabell 3), samt bidro signifikant til regresjonsmodellen ved 70° femurhelning (tabell 4), men ikke ved 80° femurhelning, til tross for tendenser til at variabelen kunne bidra (tabell 5). Trenden i korrelasjonsanalysen var at lengre columna var korrelert med redusert grad av ryggfleksjon. Ved fravær av uteligger ble resultatene endret, som nevnt tidligere, i vesentlig grad.

I McKean og Burkett sin studie ble det registrert at deltakere med lang columna hadde en signifikant større grad av hoftefleksjon enn de med kortere columna (McKean & Burkett, 2012). Dette ble oppnådd ved at de økte graden av fremoverlening av overkroppen, eller ved at de gikk dypere i knebøy. Fremoverlening av overkroppen øker, som nevnt tidligere, sannsynligheten for at ryggfleksjon forekommer (McKean et al., 2010). Fuglsang og medarbeidere fant ikke noen korrelasjon mellom antropometri og fremoverlening av overkroppen i knebøy (Fuglsang et al., 2017). Korrelasjonen mellom maksimal hoftefleksjon i SK og relativ columnalengde i vår studie, som ikke var en del av hovedresultatene, var ikke-signifikant ($p < 0,40$; $r_s = 0,14$, tosidig test). Både våre og Fuglsang og medarbeideres resultater stemmer ikke overens med McKean og Burkett sine resultater. I teorikapittelet ble McKean og Burketts resultater omtalt, og det som ble trukket fram der angående måling av segmentlengde kan også gjelde i vår studie. Vi estimerte lengde på tibia, femur og columna basert på avstand fra leddsenter til leddsenter. I tabell 2 er relativ tibia- og femurlengde omtrent lik. Ved bruk av CT, som kan gi et mer presist estimat, er det registrert lengdeforskjeller opp mot 10 cm mellom femur og tibia (Strecker et al., 1997). I McKean og Burkett sin studie er lengdeforskjellene mellom tibia og femur rundt 1,5 cm (McKean & Burkett, 2012), hvilket er omtrent det samme som i vår studie. Spørsmålet i denne sammenheng er hvorvidt målefeil kan ha forekommet, både i vår studie, men spesielt i

McKean og Burkett sin studie med tanke på columnallengden. Hvis det forekom målefeil i vår studie, og det kan tenkes at det egentlig var større forskjeller, og eventuell spredning, i datamaterialet, så er det mulig at korrelasjonen mellom relativ tibia- og femurlengde og ryggfleksjon i SK hadde vært annerledes. Antropometri kan påvirke ROM i andre strukturer enn columna og hoftelæddet. Fry og medarbeidere konkluderte i sin studie med at ulik kroppshøyde og columnallengde påvirket evnen til å holde hælen i underlaget ved utførelse av knebøy (Fry et al., 1988), hvilket kan være viktig for å unngå større belastning på columna (Schoenfeld, 2010). Imidlertid må det påpekes at deltakerne i Fry og medarbeideres studie hadde lite knebøyerfaring (Fry et al., 1988), hvilket kan ha påvirket deres resultater.

Da våre deltakere og McKean og Burkett sine mannlige deltakere hadde en gjennomsnittshøyde på henholdsvis 180,9 (\pm 5,3) og 179,4 (\pm 6,8) cm (McKean & Burkett, 2012), så hadde det vært interessant å utføre studien vår på menn med en kroppshøyde som viker i større grad fra gjennomsnittet, eksempelvis opp mot 200 cm eller høyere, eventuelt deltakere med kroppshøyde ned mot 160 cm. Et spørsmål i denne sammenheng er hvorvidt ratioen mellom tibia, femur og columna er annerledes for korte og høye menn, sammenlignet med eksempelvis deltakerne i vår studie. En mer presis måling av antropometri, eksempelvis via CT, kunne i så måte ha vært hensiktsmessig. Da det er mangel på studier som undersøker sammenhengen mellom antropometri og ryggfleksjon i knebøy, så er dette et tema som vil være interessant å undersøke i fremtidige studier.

Kort oppsummert er det få og sprikende resultater i litteraturen angående antropometri sin korrelasjon med fremoverlening av overkroppen i knebøy, eller antropometri sin rolle for andre bevegelser i knebøy. Ingen studier har undersøkt korrelasjonen mellom ryggfleksjon i knebøy og antropometri. Det kan, i fremtidige studier, være hensiktsmessig å benytte seg av så presise målemetoder som mulig for å kvantifisere segmentlengde, samt inkludere ulike populasjoner, eksempelvis høye og lave personer.

5.3 Andre potensielle variabler og ryggfleksjon i knebøy

I og med at bevegelse og antropometri bare kunne forklare 20-24 % av variasjonen for ryggfleksjon ved SK, og enda mindre ved fravær av uteligger (14-16 %), så er det naturlig å anta at ryggfleksjon påvirkes av flere faktorer som vi ikke har undersøkt. Imidlertid er det viktig å påpeke at vi ikke utførte regresjonsanalyse med alle bevegelses- og

antropometrivariablene, grunnet begrenset utvalgsstørrelse. Ved et større utvalg – minimum 60 deltakere – og dermed inkludering av alle variablene, kunne vi muligens ha registrert større justert R^2 , grunnet ulike kombinasjoner av og antall variabler (Tabachnick & Fidell, 2013). Det finnes også en annen potensiell variabel som ikke ble undersøkt i vår studie; ulik grad av ytre belastning. Deltakerne i vår studie hadde en ytre belastning tilsvarende 75 % av kroppsvekten. List og medarbeidere observerte knebøy med ytre belastning tilsvarende 0 %, 25 % og 50 % av kroppsvekt (List et al., 2013). Ved ytre belastning tilsvarende 25 % av kroppsvekten ble det registrert størst grad av ryggfleksjon i lumbalcolumna, mens ved 50 % av kroppsvekten ble det registrert minst grad av ryggfleksjon.

5.4 Styrker og svakheter ved studien

Det kan forekomme målefeil ved kinematiske analyser hvor refleksmarkører brukes (Fuller et al., 1997; Stagni et al., 2005). Ifølge Alexander og Andriacchi er det i de fleste tilfeller bare ved store bevegelser – fleksjon og ekstensjon – hvor en kan akseptere feilmålinger ved markørbruk (Alexander & Andriacchi, 2001). Feilmålinger ser ut til å opptre hyppigst i de situasjonene hvor det forekommer høy akselerasjon, eksempelvis ved retningsforandringer (Benoit et al., 2006). SK, dorsalfleksjon, McGill-testen og hamstringstesten ble gjennomført på en kontrollert måte med lav hastighet. Test-retest-reliabilitet var meget god, da ICC for SK, dorsalfleksjon og hamstringstesten i denne studien var høy, henholdsvis 0,90 (0,81-0,95), 0,94 (0,74-0,99) og 0,93 (0,72-0,98). ICC-verdiene for dorsalfleksjon og hamstringstesten er hentet fra en bacheloroppgave ved HiOA – utført og skrevet våren 2015 – hvor undertegnede var forfatter. Dessverre kan vi ikke si noe om reliabiliteten til McGill-testen, hvilket er en svakhet ved testen, da den ikke er undersøkt for test-retest-reliabilitet. Både resultatene ved test-retest-reliabilitet (ICC) for SK, dorsalfleksjon og hamstringstesten, og testenes bevegelsesmønster indikerer at sannsynligheten for at målefeil forekom, var relativt liten, hvilket er ansett som en styrke ved studien. For McGill-testen bør man være forsiktig med å trekke en slik konklusjon. En annen styrke er at våre resultater muligens kan generaliseres til populasjonen som deltakerne våre representerer; unge, friske menn i alderen 18-40 år med knebøyerfaring. Imidlertid kan vi ikke si noe om menn i eldre aldersgrupper, eller yngre og eldre kvinner.

En svakhet ved studien som burde vært unngått var den feilaktige utførelsen av hamstringstesten, hvilket er diskutert tidligere. For å optimalisere testprosedyren burde man

ha hatt en grundigere gjennomgang av hvordan man skal posisjonere fiskevekten. I vår studie ble det ikke kontrollert fra siden hvorvidt man holdt fiskevekten på riktig måte. Dette ble først oppdaget i etterkant av datainnsamlingen til bacheloroppgaven ved HiOA, da bildet som illustrerer testen (figur 17) ble tatt våren 2015. Imidlertid var måleverdiene ved hamstringstesten ikke spesielt ulikt verdiene som Arnason og medarbeidere registrerte for 306 fotballspillere, fordelt på to ulike grupper, i sin studie, det vil si $116,6^\circ$ (hamstringskade) og $113,2^\circ$ (ikke hamstringskade) (Arnason et al., 2004). Deltakerne i vår studie hadde gjennomsnittlige maksimale måleverdier på $117,8^\circ$. Spørsmålet i denne sammenheng er hvor mye større ROM deltakerne i vår studie potensielt kunne ha oppnådd i kneleddet ved mer korrekt utførelse av testen.

En annen svakhet ved studien er at vi bare inkluderte fire av seks uavhengige variabler i regresjonsanalysen. Dette var delvis på bakgrunn av at antall deltakere per uavhengig variabel anbefales å ha en omtrentlig 10:1 deltaker-/variabelratio for å kunne estimere regresjonskoeffisienter og konfidensintervall (Austin & Steyerberg, 2015). Med 41 og 35 deltakere ved henholdsvis 70° og 80° femurhelning, så vil for få deltakere i forhold til antall uavhengige variabler kunne føre til at justert R^2 blir påvirket i så stor grad at man kan få overoptimistiske resultater (Babyak, 2004). Som nevnt tidligere kunne flere uavhengige variabler i regresjonsmodellen ha gitt andre resultater. Det må imidlertid understrekes at utvalgsstørrelse innenfor multippel regresjonsanalyse ikke er fastsatt og standardisert, da det avhenger av power, alfanivå, antall uavhengige variabler og forventet effektstørrelse (Tabachnick & Fidell, 2013). Standard multippel lineær regresjonsanalyse ble utført til fordel for stegvis regresjonsanalyse, da sistnevnte metode kan gi overoptimistisk sterke sammenhenger, og krever en deltaker-/variabelratio på 40:1 (Tabachnick & Fidell, 2013). Med en slik analyse kunne man ikke hatt med to eller flere uavhengige variabler i modellen. En annen grunn til at fire variabler ble valgt, var fordi det eksisterer god støtte i litteraturen for dorsalfleksjon (Fry et al., 2003; Hebling Campos et al., 2017; List et al., 2013), og McGill-testen er fremhevet som en spesifikk bevegelsestest for knebøy (Myer et al., 2014). Hamstrings er, som nevnt tidligere, litt mer omdiskutert med tanke på hvilken rolle den har i knebøy. Femur- og columnallengde var, på bakgrunn av biomekaniske betraktninger, ansett som mer relevant enn tibialengde for lumbalcolumnas bevegelser i knebøy.

En mer standardisert instruksjon for utførelse av SK og de andre knebøyvariantene burde muligens ha vært utført. Deltakerne fikk ikke noen instruksjoner angående hvor de skulle feste

blikket under knebøy, det vil si om de skulle holde nakken og hodet i en nøytralstilling. Hvis en velger å se nedover mens en gjør knebøy, så kan graden av fleksjon i hofteleddet og columna være henholdsvis 7-9° og 4,5° større enn hvis en ser fremover eller oppover (Donnelly et al., 2006). Vi vet ikke hvordan nakken og hodet til deltakerne var posisjonert, da vi ikke hadde markører over C7.

6. Konklusjon

Bevegelighet og antropometri kunne forklare maksimalt én fjerdedel av variasjonen for ryggfleksjon i SK i regresjonsmodellen. Maksimal dorsalfleksjon var den eneste variabelen som hadde en signifikant korrelasjon med ryggfleksjon i SK. Denne bevegelighetsvariabelen var den eneste variabelen som bidro signifikant i regresjonsmodellen både ved 70° og 80° femurhelning, i tillegg til at den hadde størst bidrag i regresjonsmodellen. Relativ columnallengde hadde en liten – men med tendens til moderat – korrelasjon med ryggfleksjon ved 70° femurhelning, samt at variabelen bidro signifikant i regresjonsmodellen ved 70° femurhelning. Imidlertid kan det være hensiktsmessig å tolke resultatene for relativ columnallengde med forsiktighet, da fraværet av uteligger reduserte både korrelasjonen og bidraget i regresjonsmodellen.

Det er flere variabler som er interessante å undersøke i fremtidige studier. Da dorsalfleksjon så ut til å korrelere sterkest med ryggfleksjon i SK, så vil eventuelle intervensjonsstudier med hensikt å øke graden av dorsalfleksjon i ankelleddet og evaluere effekten av dette på ryggfleksjon i knebøy, sannsynligvis være relevante å utføre i fremtiden. Det kan tenkes at maksimal grad av hoftefleksjon og hamstringer sin ettergivelse, til tross for resultatene i denne studien, muligens har en sterkere korrelasjon med ryggfleksjon i SK ved en dybde rundt 90° femurhelning eller dypere. Eventuelle fremtidige studier som har til hensikt å undersøke korrelasjonen mellom ryggfleksjon i SK og maksimal grad av hoftefleksjon og hamstringer sin ettergivelse, bør prøve å få deltakerne ned i en så dyp knebøy som mulig, slik at man øker sannsynligheten for at de fleste eller samtlige deltakere oppnår 90° femurhelning. Fremtidige studier som undersøker korrelasjonen mellom antropometri og ryggfleksjon i knebøy, bør anvende så presise målemetoder som mulig for å kvantifisere segmentlengde, samt inkludere ulike populasjoner, eksempelvis høye og lave personer.

Referanser

- Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2001). Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech*, 34(3), 355-361.
- Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med*, 32(1 Suppl), 5S-16S. doi:10.1177/0363546503258912
- Arnold, A. S., & Delp, S. L. (2001). Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. *J Biomech*, 34(4), 437-447.
- Austin, P. C., & Steyerberg, E. W. (2015). The number of subjects per variable required in linear regression analyses. *J Clin Epidemiol*, 68(6), 627-636. doi:10.1016/j.jclinepi.2014.12.014
- Ayala, F., & de Baranda Andujar, P. S. (2010). Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. *J Strength Cond Res*, 24(2), 430-436. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c0674f
- Babiyak, M. A. (2004). What you see may not be what you get: a brief, nontechnical introduction to overfitting in regression-type models. *Psychosom Med*, 66(3), 411-421.
- Bakker, E. W., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C., & Koes, B. W. (2009). Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8), E281-293. doi:10.1097/BRS.0b013e318195b257
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., & Arjmand, N. (2007). Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *Eur Spine J*, 16(5), 687-699. doi:10.1007/s00586-006-0240-7
- 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(6), 617-621.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renstrom, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*, 24(2), 152-164. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.04.012

- Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., & Raastad, T. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *Eur J Appl Physiol*, *113*(8), 2133-2142. doi:10.1007/s00421-013-2642-7
- Bozic, P. R., Pazin, N. R., Berjan, B. B., Planic, N. M., & Cuk, I. D. (2010). Evaluation of the field tests of flexibility of the lower extremity: reliability and the concurrent and factorial validity. *J Strength Cond Res*, *24*(9), 2523-2531. doi:10.1519/JSC.0b013e3181def5e4
- Bryanton, M. A., Kennedy, M. D., Carey, J. P., & Chiu, L. Z. (2012). Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *J Strength Cond Res*, *26*(10), 2820-2828. doi:10.1519/JSC.0b013e31826791a7
- Burns, J., & Crosbie, J. (2005). Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet. *The Foot*, *15*(2), 91-94. doi:<https://doi.org/10.1016/j.foot.2005.03.003>
- Butler, R. J., Plisky, P. J., Southers, C., Scoma, C., & Kiesel, K. B. (2010). Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sports Biomech*, *9*(4), 270-279. doi:10.1080/14763141.2010.539623
- Cejudo, A., Sainz de Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2014a). A simplified version of the weight-bearing ankle lunge test: description and test-retest reliability. *Man Ther*, *19*(4), 355-359. doi:10.1016/j.math.2014.03.008
- Cejudo, A., Sainz de Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2014b). Absolute reliability of two tests for assessing triceps surae flexibility. *Int J Med Sci Phys Educ Sport*, *14*(54), 291-305.
- Chisholm, M. D., Birmingham, T. B., Brown, J., Macdermid, J., & Chesworth, B. M. (2012). Reliability and validity of a weight-bearing measure of ankle dorsiflexion range of motion. *Physiother Can*, *64*(4), 347-355. doi:10.3138/ptc.2011-41
- Clapper, M. P., & Wolf, S. L. (1988). Comparison of the reliability of the Orthoranger and the standard goniometer for assessing active lower extremity range of motion. *Phys Ther*, *68*(2), 214-218.
- Congdon, R., Bohannon, R., & Tiberio, D. (2005). Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *20*(9), 947-951. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.03.011
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., & Cronin, J. (2016). A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. *J Appl Biomech*, *32*(1), 16-22. doi:10.1123/jab.2015-0113

- Cook, D. J., Yeager, M. S., & Cheng, B. C. (2015). Range of motion of the intact lumbar segment: a multivariate study of 42 lumbar spines. *Int J Spine Surg*, 9, 5. doi:10.14444/2005
- D'Lima, D. D., Urquhart, A. G., Buehler, K. O., Walker, R. H., & Colwell, C. W., Jr. (2000). The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am*, 82(3), 315-321.
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*, 10(5), 575-587. doi:[https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- De Monte, G., Arampatzis, A., Stogiannari, C., & Karamanidis, K. (2006). In vivo motion transmission in the inactive gastrocnemius medialis muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(5), 413-422. doi:10.1016/j.jelekin.2005.10.001
- Delitto, R. S., & Rose, S. J. (1992). An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Phys Ther*, 72(6), 438-448.
- Delitto, R. S., Rose, S. J., & Apts, D. W. (1987). Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. *Phys Ther*, 67(9), 1329-1334.
- Denegar, C. R., Hertel, J., & Fonseca, J. (2002). The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32(4), 166-173. doi:10.2519/jospt.2002.32.4.166
- Dewberry, M. J., Bohannon, R. W., Tiberio, D., Murray, R., & Zannotti, C. M. (2003). Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(6), 494-499.
- Donnelly, D. V., Berg, W. P., & Fiske, D. M. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *J Strength Cond Res*, 20(1), 145-150. doi:10.1519/R-16434.1
- Dostal, W. F., Soderberg, G. L., & Andrews, J. G. (1986). Actions of hip muscles. *Phys Ther*, 66(3), 351-361.
- Eckardt, N. (2016). Lower-extremity resistance training on unstable surfaces improves proxies of muscle strength, power and balance in healthy older adults: a randomised control trial. *BMC Geriatr*, 16(1), 191. doi:10.1186/s12877-016-0366-3
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(12), 754-762. doi:10.2519/jospt.2007.2471

- Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech*, 28(6), 753-758.
- Escalante, A., Lichtenstein, M. J., Dhanda, R., Cornell, J. E., & Hazuda, H. P. (1999). Determinants of hip and knee flexion range: results from the San Antonio Longitudinal Study of Aging. *Arthritis Care Res*, 12(1), 8-18.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 33(1), 127-141.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc*, 33(6), 984-998.
- Fabry, G., MacEwen, G. D., & Shands, A. R., Jr. (1973). Torsion of the femur. A follow-up study in normal and abnormal conditions. *J Bone Joint Surg Am*, 55(8), 1726-1738.
- Fredriksen, H., Dagfinrud, H., Jacobsen, V., & Maehlum, S. (1997). Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. *Scand J Med Sci Sports*, 7(5), 279-282.
- Fritz, C. O., Morris, P. E., & Richler, J. J. (2012). Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *J Exp Psychol Gen*, 141(1), 2-18. doi:10.1037/a0024338
- Fry, A. C., Housh, T. J., Hughes, R. A., & Eyford, T. (1988). Stature and flexibility variables as discriminators of foot contact during the squat exercise. *J Strength Cond Res*, 2(2), 24-26.
- Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res*, 17(4), 629-633.
- Fuglsang, E. I., Telling, A. S., & Sorensen, H. (2017). Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. *J Strength Cond Res*, 31(11), 3024-3033. doi:10.1519/JSC.0000000000001872
- Fuller, J., Liu, L. J., Murphy, M. C., & Mann, R. W. (1997). A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Hum Mov Sci*, 16(2), 219-242. doi:[https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00053-X)
- Gajdosik, R. L., Albert, C. R., & Mitman, J. J. (1994). Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *J Orthop Sports Phys Ther*, 20(4), 213-219. doi:10.2519/jospt.1994.20.4.213
- Gajdosik, R. L., Hatcher, C. K., & Whitsell, S. (1992). Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 7(1), 38-42. doi:10.1016/0268-0033(92)90006-P

- Garg, A., & Herrin, G. D. (1979). Stoop or squat: a biomechanical and metabolic evaluation. *AIIE Transactions*, *11*(4), 293-302. doi:10.1080/05695557908974474
- Garling, E. H., Kaptein, B. L., Mertens, B., Barendregt, W., Veeger, H. E., Nelissen, R. G., & Valstar, E. R. (2007). Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers. *J Biomech*, *40 Suppl 1*, S18-24. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.03.003
- Gerard, R., Unno-Veith, F., Fasel, J., Stern, R., & Assal, M. (2011). The effect of collateral ligament release on ankle dorsiflexion: an anatomical study. *Foot Ankle Surg*, *17*(3), 193-196. doi:10.1016/j.fas.2010.06.004
- Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R., & Storey, A. G. (2017). A review of the biomechanical differences between the high-bar and low-bar back-squat. *J Strength Cond Res*, *31*(9), 2618-2634. doi:10.1519/JSC.0000000000002007
- Grimston, S. K., Nigg, B. M., Hanley, D. A., & Engsberg, J. R. (1993). Differences in ankle joint complex range of motion as a function of age. *Foot Ankle*, *14*(4), 215-222.
- Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., & Chow, J. W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *J Strength Cond Res*, *23*(1), 284-292. doi:10.1519/JSC.0b013e31818546bb
- Hart, D. L., Stobbe, T. J., & Jaraiedi, M. (1987). Effect of lumbar posture on lifting. *Spine (Phila Pa 1976)*, *12*(2), 138-145.
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Med*, *43*(10), 993-1008. doi:10.1007/s40279-013-0073-6
- Hartmann, H., Wirth, K., Klusemann, M., Dalic, J., Matuschek, C., & Schmidtbleicher, D. (2012). Influence of squatting depth on jumping performance. *J Strength Cond Res*, *26*(12), 3243-3261. doi:10.1519/JSC.0b013e31824ede62
- Hauke, J., & Kossowski, T. (2011). Comparison of values of pearson's and spearman's correlation coefficients on the same sets of data. *Quaestiones Geographicae*, *30*(2), 87. doi:10.2478/v10117-011-0021-1
- Hebling Campos, M., Furtado Alaman, L. I., Seffrin-Neto, A. A., Vieira, C. A., Costa de Paula, M., & Barbosa de Lira, C. A. (2017). The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats. *J Sports Med Phys Fitness*, *57*(6), 773-781. doi:10.23736/S0022-4707.16.06184-3
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res*, *24*(4), 770-781. doi:10.1002/jor.20114

- Hirsch, B. P., Webb, M. L., Bohl, D. D., Fu, M., Buerba, R. A., Gruskay, J. A., & Grauer, J. N. (2014). Improving visual estimates of cervical spine range of motion. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, *43*(11), E261-265.
- Hoch, M. C., Staton, G. S., & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*, *14*(1), 90-92. doi:10.1016/j.jsams.2010.08.001
- Holmes, J. A., Damaser, M. S., & Lehman, S. L. (1992). Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in lordotic and kyphotic squat-lifting. *Spine (Phila Pa 1976)*, *17*(3), 327-334.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*, *41*(1), 3-13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278
- Hoy, M. G., Zajac, F. E., & Gordon, M. E. (1990). A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech*, *23*(2), 157-169.
- Johanson, M. A., Armstrong, M., Hopkins, C., Keen, M. L., Robinson, M., & Stephenson, S. (2015). Gastrocnemius stretching program: more effective in increasing ankle/rear-foot dorsiflexion when subtalar joint positioned in pronation than in supination. *J Sport Rehabil*, *24*(3), 307-314. doi:10.1123/jsr.2014-0191
- Johanson, M. A., Baer, J., Hovermale, H., & Phouthavong, P. (2008). Subtalar joint position during gastrocnemius stretching and ankle dorsiflexion range of motion. *J Athl Train*, *43*(2), 172-178. doi:10.4085/1062-6050-43.2.172
- Johanson, M. A., DeArment, A., Hines, K., Riley, E., Martin, M., Thomas, J., & Geist, K. (2014). The effect of subtalar joint position on dorsiflexion of the ankle/rearfoot versus midfoot/forefoot during gastrocnemius stretching. *Foot Ankle Int*, *35*(1), 63-70. doi:10.1177/1071100713513433
- Kathiresan, G., Jali, N., Rayhan Afiqah, N., Azila Aznie, N., & Fidiyana Osop, N. (2010). The relationship between ankle joint flexibility and squatting knee flexion posture in young Malaysian men. *World J Sport Sci*, *3*(3), 226-230.
- Kim, S. H., Kwon, O. Y., Park, K. N., Jeon, I. C., & Weon, J. H. (2015). Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth. *J Hum Kinet*, *45*, 59-69. doi:10.1515/hukin-2015-0007
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M., & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther*, *7*(3), 279-287.

- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. *Br J Sports Med*, 48(9), 779-783. doi:10.1136/bjsports-2012-091370
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & van den Bogert, A. J. (2012). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: implications for injury prevention. *J Biomech*, 45(4), 666-671. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.12.011
- Kritz, M., Cronin, J., & Hume, P. (2009). The bodyweight squat: a movement screen for the squat pattern. *Strength Cond J*, 31(1), 76-85. doi:10.1519/SSC.0b013e318195eb2f
- Lamontagne, M., Kennedy, M. J., & Beaulé, P. E. (2009). The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clin Orthop Relat Res*, 467(3), 645-650. doi:10.1007/s11999-008-0620-x
- Larsson, B., Karlsson, S., Eriksson, M., & Gerdle, B. (2003). Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(3), 281-287.
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: a comprehensive analysis* (5th ed.): F.A. Davis Company.
- List, R., Gulay, T., Stoop, M., & Lorenzetti, S. (2013). Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats. *J Strength Cond Res*, 27(6), 1529-1538. doi:10.1519/JSC.0b013e3182736034
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., & Alacid, F. (2011). Influence of hamstring extensibility on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt in highly trained young kayakers. *Eur J Sport Sci*, 12(6), 469-474. doi:10.1080/17461391.2011.575476
- Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle*, 9(4), 194-200.
- MacDermid, J. C., Arumugam, V., Vincent, J. I., & Carroll, K. L. (2014). The reliability and validity of the computerized double inclinometer in measuring lumbar mobility. *Open Orthop J*, 8, 355-360. doi:10.2174/1874325001408010355
- Maduri, A., Pearson, B. L., & Wilson, S. E. (2008). Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(5), 807-814. doi:10.1016/j.jelekin.2007.02.012
- Maheshwari, A. V., Zlowodzki, M. P., Siram, G., & Jain, A. K. (2010). Femoral neck anteversion, acetabular anteversion and combined anteversion in the normal Indian adult population: A computed tomographic study. *Indian J Orthop*, 44(3), 277-282. doi:10.4103/0019-5413.65156

- Mann, C. J. (2003). Observational research methods. Research design II: cohort, cross sectional, and case-control studies. *Emerg Med J*, 20(1), 54-60.
- Martin, R. L., & McPoil, T. G. (2005). Reliability of ankle goniometric measurements: a literature review. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95(6), 564-572.
- Mathur, S., Eng, J. J., & MacIntyre, D. L. (2005). Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(1), 102-110. doi:10.1016/j.jelekin.2004.06.003
- Mayorga-Vega, D., Merino-Marban, R., & Viciano, J. (2014). Criterion-related validity of sit-and-reach tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: a meta-analysis. *J Sports Sci Med*, 13(1), 1-14.
- McGill, S. M., Norman, R. W., & Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2), 147-160. doi:10.1080/00140139008927106
- McKean, M. R., & Burkett, B. J. (2012). Does segment length influence the hip, knee and ankle coordination during the squat movement? *J Fit Res*, 1(1), 23-30.
- McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *J Strength Cond Res*, 24(10), 2731-2741. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e2e166
- Medved, V. (2000). *Measurement of human locomotion*. Boca Raton, Fla.: CRC Press.
- Mitchell, T., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L., & Smith, A. (2008). Regional differences in lumbar spinal posture and the influence of low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 9, 152. doi:10.1186/1471-2474-9-152
- Mohr, A. R., Long, B. C., & Goad, C. L. (2014). Effect of foam rolling and static stretching on passive hip-flexion range of motion. *J Sport Rehabil*, 23(4), 296-299. doi:10.1123/jsr.2013-0025
- Moritani, T. (1993). Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *J Biomech*, 26 Suppl 1, 95-107.
- Moseley, A. M., Crosbie, J., & Adams, R. (2001). Normative data for passive ankle plantarflexion--dorsiflexion flexibility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(6), 514-521.
- Muyor, J. M., Lopez-Minarro, P. A., & Alacid, F. (2013). The relationship between hamstring muscle extensibility and spinal postures varies with the degree of knee extension. *J Appl Biomech*, 29(6), 678-686.

- Myer, G. D., Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S., . . . McGill, S. M. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J*, 36(6), 4-27. doi:10.1519/SSC.0000000000000103
- Neitzel, J. A., & Davies, G. J. (2000). The benefits and controversy of the parallel squat in strength training and rehabilitation. *Strength Cond J*, 22(3), 30.
- Nemeth, G., & Ohlsen, H. (1985). In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech*, 18(2), 129-140.
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(2), 82-94. doi:10.2519/jospt.2010.3025
- Ng, K. C., Lamontagne, M., Adamczyk, A. P., Rakhra, K. S., & Beaulé, P. E. (2015). Patient-specific anatomical and functional parameters provide new insights into the pathomechanism of cam FAI. *Clin Orthop Relat Res*, 473(4), 1289-1296. doi:10.1007/s11999-014-3797-1
- Nussbaumer, S., Leunig, M., Glatthorn, J. F., Stauffacher, S., Gerber, H., & Maffiuletti, N. A. (2010). Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. *BMC Musculoskeletal Disord*, 11, 194. doi:10.1186/1471-2474-11-194
- Ohkoshi, Y., Yasuda, K., Kaneda, K., Wada, T., & Yamanaka, M. (1991). Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am J Sports Med*, 19(6), 605-611. doi:10.1177/036354659101900609
- Pitkow, R. B. (1975). External rotation contracture of the extended hip. A common phenomenon of infancy obscuring femoral neck anteversion and the most frequent cause of out-toeing gait in children. *Clin Orthop Relat Res*(110), 139-145.
- Powden, C. J., Hoch, J. M., & Hoch, M. C. (2015). Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: A systematic review. *Man Ther*, 20(4), 524-532. doi:10.1016/j.math.2015.01.004
- Pratt, K., & Bohannon, R. (2003). Effects of a 3-minute standing stretch on ankle-dorsiflexion range of motion. *J Sport Rehabil*, 12(2), 162-173. doi:10.1123/jsr.12.2.162
- Rabin, A., Kozol, Z., Spitzer, E., & Finestone, A. S. (2015). Weight-bearing ankle dorsiflexion range of motion-can side-to-side symmetry be assumed? *J Athl Train*, 50(1), 30-35. doi:10.4085/1062-6050-49.3.40
- Radford, J. A., Burns, J., Buchbinder, R., Landorf, K. B., & Cook, C. (2006). Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? A systematic review. *Br J Sports Med*, 40(10), 870-875; discussion 875. doi:10.1136/bjism.2006.029348

- Ratamess, N. A., Alvar, B. A., Evetoch, T. K., Housh, T. J., Kibler, W. B., Kraemer, W. J., & Triplett, N. T. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, *41*(3), 687-708. doi:10.1249/MSS.0b013e3181915670
- 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*(7), 729-732.
- Rekdal Nielsen, S. (2015). *Posterior pelvic tilt in barbell back squats: a biomechanical analysis*. (Masters Masters), Norwegian School of Sport Sciences.
- Roach, K. E., & Miles, T. P. (1991). Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Phys Ther*, *71*(9), 656-665.
- Roach, S., San Juan, J. G., Suprak, D. N., & Lyda, M. (2013). Concurrent validity of digital inclinometer and universal goniometer in assessing passive hip mobility in healthy subjects. *Int J Sports Phys Ther*, *8*(5), 680-688.
- Robertson, D. G., Wilson, J. M., & St Pierre, T. A. (2008). Lower extremity muscle functions during full squats. *J Appl Biomech*, *24*(4), 333-339.
- Ross, J. R., Nepple, J. J., Philippon, M. J., Kelly, B. T., Larson, C. M., & Bedi, A. (2014). Effect of changes in pelvic tilt on range of motion to impingement and radiographic parameters of acetabular morphologic characteristics. *Am J Sports Med*, *42*(10), 2402-2409. doi:10.1177/0363546514541229
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res*, *24*(12), 3497-3506. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7
- Searle, A., Spink, M., Ho, A., & Chuter, V. (2015). Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clin Rehabil*, *29*(12), 1155-1167. doi:10.1177/0269215515570379
- Sidaway, B., Euloth, T., Caron, H., Piskura, M., Clancy, J., & Aide, A. (2012). Comparing the reliability of a trigonometric technique to goniometry and inclinometry in measuring ankle dorsiflexion. *Gait Posture*, *36*(3), 335-339. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.01.019
- Slater, L. V., & Hart, J. M. (2017). Muscle activation patterns during different squat techniques. *J Strength Cond Res*, *31*(3), 667-676. doi:10.1519/JSC.0000000000001323
- Soderkvist, I., & Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech*, *26*(12), 1473-1477.
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., . . . Hemophilia Treatment Center, N. (2011). Range of motion measurements: reference values and a

database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3), 500-507. doi:10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x

- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., & Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(3), 320-329. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012
- Stancic, I., Borojevic, D., & Zanchi, V. (2009). *Human kinematics measuring using a high speed camera and active markers*. Paper presented at the Proceedings of the 9th WSEAS international conference on Simulation, modelling and optimization, Budapest, Hungary.
- Strecker, W., Keppler, P., Gebhard, F., & Kinzl, L. (1997). Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br*, 79(6), 1019-1023.
- Swinton, P. A., Lloyd, R., Keogh, J. W., Agouris, I., & Stewart, A. D. (2012). A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. *J Strength Cond Res*, 26(7), 1805-1816. doi:10.1519/JSC.0b013e3182577067
- Tabachnick, B. G., & Fidell, L. S. (2013). *Using multivariate statistics* (6th ed.). Boston: Pearson Education.
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2013). Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: a systematic review. *J Athl Train*, 48(5), 696-709. doi:10.4085/1062-6050-48.4.11
- Vakos, J. P., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., Shapiro, R., & Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(6), 687-695.
- Venturni, C., André, A., Aguilar, B. P., & Giacomelli, B. (2006). Reliability of two evaluation methods of active range of motion in the ankle of healthy individuals. *Acta Fisiátr*, 13(1), 39-43.
- Walsh, J. C., Quinlan, J. F., Stapleton, R., FitzPatrick, D. P., & McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during "free squat" weight lift training. *Am J Sports Med*, 35(6), 927-932. doi:10.1177/0363546506298276
- Weiss, L. W., Frx, A. C., Wood, L. E., Relyea, G. E., & Melton, C. (2000). Comparative effects of deep versus shallow squat and leg-press training on vertical jumping ability and related factors. *J Strength Cond Res*, 14(3), 241-247.
- Welbergen, E., Kemper, H. C., Knibbe, J. J., Toussaint, H. M., & Clysen, L. (1991). Efficiency and effectiveness of stoop and squat lifting at different frequencies. *Ergonomics*, 34(5), 613-624. doi:10.1080/00140139108967340

- Wernbom, M., Augustsson, J., & Thomee, R. (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Med*, 37(3), 225-264.
- Wilken, J., Rao, S., Estin, M., Saltzman, C. L., & Yack, H. J. (2011). A new device for assessing ankle dorsiflexion motion: reliability and validity. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41(4), 274-280. doi:10.2519/jospt.2011.3397
- Wolf, A., & Senesh, M. (2011). Estimating joint kinematics from skin motion observation: modelling and validation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 14(11), 939-946. doi:10.1080/10255842.2010.499872
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatorspline smoothing and differentiation. *Adv Eng Softw Workst*, 8(2), 104-113. doi:[https://doi.org/10.1016/0141-1195\(86\)90098-7](https://doi.org/10.1016/0141-1195(86)90098-7)
- Wright, G. A., DeLong, T. H., & Gehlsen, G. (1999). *Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements* (Vol. 13).
- Yoon, J. G. (2013). The correlation between the muscle activity and joint angle of the lower extremity according to the changes in stance width during a lifting task. *J Phys Ther Sci*, 25(8), 1023-1025. doi:10.1589/jpts.25.1023
- Youdas, J. W., Krause, D. A., & Hollman, J. H. (2008). Validity of hamstring muscle length assessment during the sit-and-reach test using an inclinometer to measure hip joint angle. *J Strength Cond Res*, 22(1), 303-309. doi:10.1519/JSC.0b013e31815f5b7d
- Youdas, J. W., Krause, D. A., Hollman, J. H., Harmsen, W. S., & Laskowski, E. (2005). The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35(4), 246-252. doi:10.2519/jospt.2005.35.4.246
- Zou, K. H., Tuncali, K., & Silverman, S. G. (2003). Correlation and simple linear regression. *Radiology*, 227(3), 617-622. doi:10.1148/radiol.2273011499

Tabelloversikt

Tabell 1. Oversikt over refleksmarkørene som utgjør de ulike kroppssegmentene. Omgjort fra Kristianslund, Krosshaug & van den Bogert, 2012. 24

Tabell 2. Maksimalt gjennomsnittlig bevegelsesutslag (°) i ROM-testene og antropometrisk relativ lengde, oppgitt i prosent av kroppshøyden, for de 41 deltakerne. De relative verdiene varierer fra 25 % til 32 % av kroppshøyden..... 38

Tabell 3. Korrelasjonen mellom ryggfleksjon og bevegelighets- og antropometrivariabler. Antall deltakere ved 70° og 80° femurhelning var henholdsvis 41 og 35. 39

Tabell 4. Standard multippel lineær regresjonsanalyse med to bevegelighets- og to antropometrivariabler. Avhengig variabel er ryggfleksjon ved 70° femurhelning. Antall deltakere i analysen var 41. 40

Tabell 5. Standard multippel lineær regresjonsanalyse med to bevegelighets- og to antropometrivariabler. Avhengig variabel er ryggfleksjon ved 80° femurhelning. Antall deltakere i analysen var 35. 40

Figuroversikt

Figur 1. Knebøy med fleksjon av lumbalcolumna i bunnposisjon til høyre (hentet 17.10.17 fra https://www.thebarbellphysio.com/fixing-squat-butt-wink/).....	7
Figur 2. Ulike bevegelsestester hvor maksimalt leddutslag testes. A-D er ryggliggende. A) Kneekstensjon med ca. 120° flektert hofteledd. B) Kneekstensjon med ca. 90° flektert hofteledd. C) Hoftefleksjon med flektert kne. D) Hoftefleksjon med ekstendert kne. E) Firstående test hvor maksimal grad av hoftefleksjon registreres når columnas naturlige kurvatur går inn i et fleksjonsmønster.....	12
Figur 3. Måling av dorsalfleksjon i ankelleddet.....	14
Figur 4. Ulik femurlengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for lengre femur ved å flektere mer i hofteleddet enn det personen til høyre må gjøre.....	17
Figur 5. Ulik tibialengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for kortere tibia ved å øke graden av dorsalfleksjon enn det personen til høyre må gjøre.....	17
Figur 6. Ulik columnalengde, markert med rød farge, hvor personen til venstre må kompensere for kortere columna ved å flektere mer i hofteleddet enn det personen til høyre må gjøre.....	18
Figur 7. Femurhelning i knebøy hvor vinkelen øker jo mer horisontal posisjon femur inntar.....	23
Figur 8. Anatomisk utgangsposisjon med markører foran og på baksiden av kroppen.....	25
Figur 9. Oversikt over testprotokoll.....	26
Figur 10. Definisjon av vinkler for alle segmentene. α_1 = Leggens helning, α_2 = Femurhelning, α_3 = Grad av hoftefleksjon, α_4 = Bekkenets helning, α_5 = Øvre del av ryggen. Beregning av ryggfleksjon i knebøy (α_6): Øvre del av ryggen (α_5) minus bekkenets helning (α_4).....	27
Figur 11. SK hvor det er 40 cm avstand fra lateralsiden av cuboideum på begge ben.....	29
Figur 12. Utgangs- og bunnposisjon i SK.....	29
Figur 13. Utgangs- og sluttposisjon for maksimal dorsalfleksjon.....	31
Figur 14. Måling av dorsalfleksjon i ankelleddet.....	31
Figur 15. McGill-testen. Utgangs- og sluttposisjon ved testing av maksimal hoftefleksjon.....	32

<i>Figur 16. Måling av hoftefleksjon i McGill-testen.</i>	<i>32</i>
<i>Figur 17. Måling av kneekstensjon ryggliggende på benk, med bruk av fiskevekt og goniometer.</i>	<i>33</i>
<i>Figur 18. Måling av kneekstensjon. Fullt ekstendert kne tilsvarer 180°.</i>	<i>34</i>

Vedlegg 1

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt: Bekkentilt i knebøy

Er du en mann mellom 18 og 40 år som er interessert i å få kartlagt din knebøyteknikk med 3D-analyse og CT-scanning? Da er dette studien for deg!

Bakgrunn og hensikt

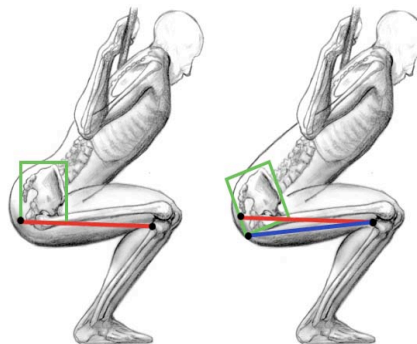
En rekke studier viser at effekten av knebøy er bedre med fullt bevegelsesutslag. Mange er imidlertid ikke i stand til å gjennomføre en dyp knebøy uten å krumme ryggen – dvs at man får en posterior tilt av bekkenet relativt til ryggsoylen (Fig 1). Denne bevegelsen har vist seg å gi uheldige belastninger på ryggen som igjen kan føre til skader.

Vi ønsker å undersøke årsaken til at posterior bekkentilt forekommer under knebøy. Vi søker derfor skadefrie menn i alderen 18 til 40 år som har erfaring med knebøy fra før.

Hva innebærer studien?

Studien gjennomføres i løpet av 2 dager. Dag 1, ved Norges idrettshøgskole, innebærer tredimensjonal analyse av din knebøyteknikk samt bevegelsestester og vil ta ca 2t. Du vil utføre knebøy med lett belastning, det vil si 50 % av egen kroppsvekt. Markører vil bli plassert på kroppen din for at kameraene på laboratoriet skal kunne registrere bevegelse (Fig 2).

Dag 2 innebærer CT-scan av hoftelrådet ved Ullevål universitetssykehus der du bør sette av ca 1t.



Figur 1 Posterior bekkentilt i bunnposisjonen av en knebøy

Mulige fordeler og ulemper

Denne studien har til hensikt å avdekke mulige årsaker til korsryggproblemer relatert til utførelse av knebøy. Du vil få kartlagt din egen knebøyteknikk og mulige anatomiske og fysiologiske begrensninger. Datainnsamlingen er lite tidkrevende og knebøy-forsøkene innebærer minimal skaderisiko da belastningen er lav.

En CT-skanner er et avansert røntgenapparat som kan gi detaljerte 3D-bilder av hoftas utforming og er hyppig benyttet innen medisin. En CT-scan innebærer røntgenstråling. All stråling kan gi økt risiko for fremtidig kreft. En enkelt CT scanning av hofta innebærer ca 6 mSv, hvilket er langt under det som ansees å være en lavdose for voksne mennesker (100 mSv). 6 mSv tilsvarer til den dosen med radioaktiv stråling man naturlig utsettes for i løpet av 2 år. Det er estimert at en 6 mSv kan gi en 20 år gammel mann en økning i fremtidig kreftfare på 0,6%.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Etter endte dataanalyser vil alle persondata bli slettet.

Kompensasjon

Det gis intet honorar eller noen form for kompensasjon for å delta i studien. Vi kan dekke eventuelle reise- og diettutgifter.

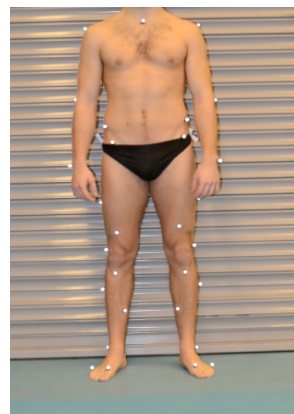
Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke til å delta i studien. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Dersom du ønsker å melde deg på eller har spørsmål til studien, kan du kontakte

Stian Rekdal Nielsen: stianrn@student.nih.no, 91703734

Øystein Mjelde Skipenes: oystein.mjelde.skipenes@gmail.com, 99386661

Tron Krosshaug: tron.krosshaug@nih.no, 456 60 046



Figur 2 Markørplassering

” *Bekjentilt i knebøy* ”

SAMTYKKEERKLÆRING

Jeg har mottatt skriftlig og muntlig informasjon om studien *Bekjentilt i knebøy*. Jeg er klar over at jeg kan trekke meg fra undersøkelsen på et hvilket som helst tidspunkt.

Sted

.....

Dato

.....

.....
Underskrift

.....
Navn med blokkbokstaver

.....
Adresse

.....
Mobiltelefon

.....
E-postadresse

Vedlegg 2



Region: REK sør-øst	Saksbehandler: Silje U. Lauvrak	Telefon: 22845520	Vår dato: 11.09.2014 Deres dato: 17.06.2014	Vår referanse: 2014/126 REK sør-øst Deres referanse: Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser
-------------------------------	---	-----------------------------	--	---

Tron Krosshaug
Norges Idrettshøgskole
Postboks 4014 Ullevål Stadion
0806 Oslo

2014/1269 Bekkentilt i knebøy

Vi viser til søknad om forhåndsgodkjenning av ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst) i møtet 20.08.2014. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven § 10, jf. forskningsetikklovens § 4.

Forskningsansvarlig: Norges idrettshøgskole

Prosjektleder: Tron Krosshaug

Prosjektomtale (original):

En rekke studier viser at effekten av knebøy er bedre med fullt bevegelsesutslag. Mange er imidlertid ikke i stand til å gjennomføre en dyp knebøy uten å krumme ryggen – dvs at man får en posterior tilt av bekkenet relativt til ryggspylen. Denne bevegelsen har vist seg å gi uheldige belastninger på ryggen som igjen kan føre til skader. Hensikten med denne studien er å undersøke årsaken til at posterior bekkentilt forekommer under knebøy. I tillegg vil vi undersøke hvorvidt enkle teknikkvariasjoner kan redusere bekkentilt. Studien gjennomføres i over 2 dager. Dag 1, ved Norges idrettshøgskole, innebærer tredimensjonal bevegelsesanalyse av knebøyteteknikk samt bevegelsestester av hofter og ankelledd. Forsøkspersonene vil utføre knebøy med lett belastning, det vil si 75 % av egen kroppsvekt. Dag 2 innebærer CT-scan av hofterleddet ved Ullevål universitetssykehus.

Vurdering

Formålet med prosjektet er å undersøke årsaken til at bekkentilt forekommer under knebøy. Komiteen vurderer at prosjektet ikke vil gi ny kunnskap om helse og sykdom som sådan, men at det snarere vil gi kunnskap om knebøyteteknikk og ryggbelastning ved knebøy. Prosjektet faller derfor utenfor REKs mandat etter helseforskningsloven, som forutsetter at formålet med prosjektet er å skaffe til veie ny kunnskap om helse og sykdom.

Det kreves ikke godkjenning fra REK for å gjennomføre prosjektet. Prosjektet kommer inn under de interne regler som gjelder ved forskningsansvarlig virksomhet.

Vedtak

Prosjektet faller utenfor helseforskningslovens virkeområde da det ikke oppfyller formålet, jf. § 2. Det kreves ikke godkjenning fra REK for å gjennomføre prosjektet.

Vi ber om at alle henvendelser sendes inn med korrekt skjema via vår saksportal:

Besøksadresse:
Gullhaugveien 1-3, 0484 Oslo

Telefon: 22845511
E-post: post@helseforskning.etikkom.no
Web: <http://helseforskning.etikkom.no>

All post og e-post som inngår i saksbehandlingen, bes adressert til REK sør-øst og ikke til enkelte personer

Kindly address all mail and e-mails to the Regional Ethics Committee, REK sør-øst, not to individual staff

<http://helseforskning.etikkom.no>. Dersom det ikke finnes passende skjema kan henvendelsen rettes på e-post til: post@helseforskning.etikkom.no.

Vennligst oppgi vårt referansenummer i korrespondansen.

Klageadgang

Komiteens vedtak kan påklages til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag, jf. helseforskningsloven § 10 tredje ledd og forvaltningsloven § 28. En eventuell klage sendes til REK sør-øst D. Klagefristen er tre uker fra mottak av dette brevet, jf. forvaltningsloven § 29.

Med vennlig hilsen

Finn Wisløff Professor
em. dr. med.
Leder

Kopi til: turid.sjostedt@nih.no
Norges idrettshøgskole ved øverste administrative ledelse: postmottak@nih.no

Silje U. Lauvrak rådgiver

Vedlegg 3

Marker Placement

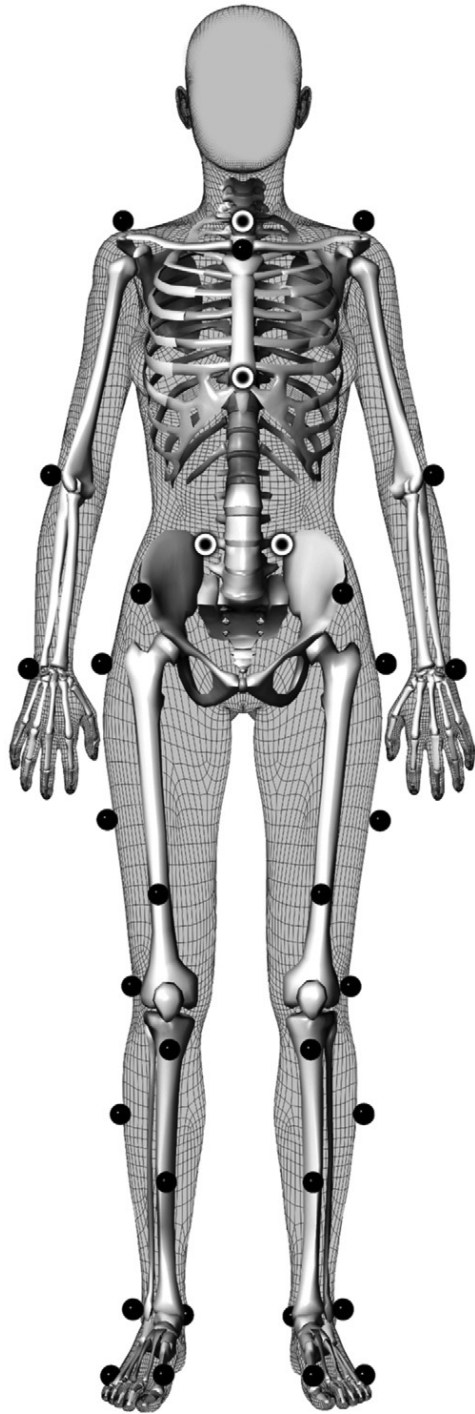
Front	Inscura jugularis	
	Acromion, most lateral point	bilateral
	Lateral epicondyl humerus, most distal point	bilateral
	Caput ulnae lateral, most distal point	bilateral
	ASIS, inferior point	bilateral
	<i>Crista iliaca, 8 cm. posterior from ASIS</i>	bilateral
Back	C7	
	PSIS	bilateral
	$\frac{2}{3}$ of distance C7 – midpoint PSIS	
Thigh	Trochanter major, most superior	bilateral
	Lateral femur epicondyle	bilateral
	$\frac{1}{2}$ of distance trochanter major - femur epicondyle (A)	
	○ 2 cm. posterior	bilateral
	○ 2 cm. anterior	bilateral
	○ <i>Front of thigh</i>	bilateral
	<i>$\frac{1}{2}$ of distance trochanter major – A, lateral thigh</i>	bilateral
	<i>$\frac{1}{3}$ of distance A – femur epicondyle, lateral thigh</i>	bilateral
	<i>$\frac{2}{3}$ of distance A – femur epicondyle, lateral thigh</i>	bilateral
	$\frac{1}{2}$ of distance A – femur epicondyl, front of thigh (B)	bilateral
	<i>Patella midpoint</i>	bilateral
	<i>$\frac{1}{2}$ of distance B – midpoint patella, front of thigh</i>	bilateral
Shank	Tuberositas tibia, most prominent point	bilateral
	Lateral malleol, 2 cm. proximal to most distal point	bilateral
	$\frac{1}{2}$ of distance tuberositas tibia – lateral malleol, medial tibia (C)	bilateral
	$\frac{1}{2}$ of distance tuberositas tibia – (C), lateral shank	bilateral
Foot	Caput 5th metatarsal	bilateral
	Caput 1th metatarsal, adjust lateral to avoid kicking off marker	bilateral
	Calcaneus, most posterior point	bilateral
	Adjust caput markers posteriorly to avoid joint line	

Numbers of markers with/without extra markers: (... = extra markers)

Front: 11/9 **Back:** 4/4 **Thigh:** 22/8 **Shank:** 8/8 **Foot:** 6/6 **Total:** 51/37

Procedure:

Clean with Isopropanol. Mark landmark with waterproof marker. Put on marker. Warm-up.



Illustrasjon fra artikkelen “*Kristianslund E., Krosshaug T. & van den Bogert A. J. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: implications for injury prevention. Journal of biomechanics 45: 666-671, 2012.*”

