

Yngve Grøneng Havn

Inter- og intrarater reliabilitet for tre ulike isokinetiske styrketester av skulderens rotasjonsstyrke hos skadefrie håndballspillere på ungdomsnivå.

En reliabilitetsstudie av isokinetisk styrketest ved Norges Idrettshøgskole.

Masteroppgave i Idrettsfysioterapi
Seksjon for idrettsmedisinske fag
Norges idrettshøgskole, 2019

Forord

Masterstudiet i idrettsfysioterapi har vært to lærerike og utfordrende år. Det har vært inspirerende å møte så mange dedikerte og kunnskapsrike forelesere, og ikke minst medstudenter. Denne masteroppgaven er tilknyttet et prosjekt som inngår i doktorgraden til Hilde Fredriksen.

Jeg vil først rette en stor takk til hovedveileder Grethe Myklebust for god og konstruktiv veiledning. Uavhengig av om hun har vært på skolen eller bortreist på oppdrag har jeg fått rask tilbakemelding på arbeidet mitt, det har jeg satt stor pris på! Tusen takk for alle motiverende tilbakemeldinger gjennom denne prosessen.

Jeg vil også rette en stor takk til biveileder og prosjektansvarlig Hilde Fredriksen. Det har vært spennende, utfordrende og lærerikt å ta del i doktorgradprosjektene. Tusen takk for konstruktive tilbakemeldinger.

Takk til mine medstudenter Ingrid Hjort Kollevold, Charlotte Kristine Hansen og Bettina Nævestad som jeg har samarbeidet med for datainnsamling i masterprosjekt og doktorgradprosjekt, samt intervensjon i doktorgradprosjekt. En ekstra stor takk til Ingrid som jeg har samarbeidet tett med for å tilegne meg kunnskap og erfaring med isokinetiske styrketester, og som har stått for store deler av datainnsamlingen til masteroppgaven min.

Takk til Ingar Holme for god statistisk veiledning i masterprosjektet mitt.

En stor takk til håndballspillerne som ville delta i reliabilitetsstudien!

Jeg vil også takke venner, familie og Ellen for å ha vært tålmodige, og gitt meg tid og rom til å fokusere på studiene.

Til slutt, en stor takk til alle mine medstudenter på idrettsfysioterapikullet 2017-2019 som har bidratt til to kjekke og lærerike år!

Oslo, mai 2019.

Yngve Grøneng Havn

Sammendrag

Introduksjon: Håndball er en lagsport utsatt for skulderskader. Ubalanse i styrkeforholdet mellom skulderens innad- og utadrotasjonsmuskulatur er ansett som en risikofaktor for å utvikle belastningsskader. Forebyggende tiltak kan igangsettes for de som har økt risiko. For å avdekke dette trenger vi reliable målemetoder for muskelstyrke. Isokinetisk dynamometer ansees som gullstandarden for evaluering av muskelstyrke, og har vist god til høy reliabilitet (ICC 0,86-0,99). Reliabiliteten varierer derimot for testprotokoller, type dynamometer og populasjon. Formålet med denne studien er å undersøke inter- og intrarater reliabiliteten for tre isokinetiske styrketester av *gleno-humeral* (GH) rotasjonsstyrke. Utvalget skal være representativt for deltakerne i en pågående doktorgrad (hovedstudien) som vil utføre isokinetiske styrketester på skadefrie håndballspillere på ungdomsnivå (16-18 år). Vi ønsker å beregne *minste reelle endring* (MDC) for den isokinetiske testprotokollen for å senere kunne vurdere effekten av intervensjonene som gjennomføres i hovedstudien.

Metode: 15 håndballspillere ($17,4 \pm 1,3$ år) ble inkludert i reliabilitetsstudien. Reliabilitetstesting av et testbatteri bestående av *konsentrisk 60°/sek test*, *konsentrisk 300°/sek test* og *eksentrisk 60°/sek test* ble utført med et Humac NORM 2009 dynamometer. Styrketestene ble målt i *newtonmeter*. Deltakerne ble testet i ryggliggende med 90° GH- abduksjon og 90° albuefleksjon for å simulere kastbevegelsen. To fysioterapeuter utførte testene. Deltakerne gjennomførte tre testrunder i løpet av to dager med 7-8 dagers mellomrom. Relativ reliabilitet ble estimert med ICC, absolutt reliabilitet med SEM og LOA, mens *responsiviteten* ble estimert med MDC.

Resultater: 15 håndballspillere ble inkludert for statistiske analyser (14 for eksentriske test venstre skulder). Samlet for alle tester var interrater reliabiliteten god til høy (ICC 0,74-0,95) og intrarater reliabiliteten moderat til høy (ICC 0,68-0,95). SEM% varierte for interrater fra 6,3-14,8% og 6,5-13,1% for intrarater. MDC% varierte fra 17,3-41,0% for interrater og 17,9-36,2% for intrarater.

Konklusjon: De isokinetiske styrketestene viste generelt god til høy relativ reliabilitet (ICC). Styrken av ICC reflekterte ikke de absolutte reliabilitetsestimaterne (SEM og LOA) hvor håndballspillernes individuelle variasjon mellom de repeterte målingene var stor i forhold til gjennomsnittresultatene, hvilket også gjelder responsivitetsmålne (MDC). Konsentriske tester for utadrotasjon var i større grad reproducerbare, hvor en endring på over 25% i *peak torque* eller 18,1% i *average peak torque* representerer en reell endring i muskelstyrke. På grunn av metodiske svakheter med studien, bør resultatene tolkes med forsiktighet.

Begrepsavklaring

Absolutt reliabilitet = deltakernes individuelle variasjon mellom repeterte målinger

Average peak torque = høyeste gjennomsnittlige kraft registrert under isokinetisk test

Gjennomsnitt = deltakernes individuelle testresultat summert sammen og delt på antall deltakere

Interklasse korrelasjonskoeffisient (ICC) = reliabilitetsindeks for korrelasjon og samsvar mellom repeterte målinger

Limb symmetry index (LSI) = forholdet i styrke mellom høyre og venstre skulder

Limits of agreement = indeks for reliabilitet for repeterte målinger av samme variabel

Minste reelle endring (MDC) = minste mulige endring som overskrider standardfeilen

Newtonmeter = måleenhet for kraft

Peak torque = høyeste kraft registrert av dynamometeret under testen

Relativ reliabilitet = korrelasjonen av måleresultatet for den undersøkte variabelen mellom de repeterte målingene

Reliabilitet = grad av samsvar for måleresultatene ved repeterte målinger

Reproduserbarhet = hvor godt måleresultatene fra repeterte målinger av samme materiale samsvarer for en målemetode

Responsivitet = minste potensielle endring en målemetode kan oppdage over tid

Standardavvik = deskriptiv statistikk for spredning rundt gjennomsnittscoren

Standard målefeil (SEM) = estimat av standardfeilen for repeterte målinger

Validitet = i hvilken grad målemetoden måler det den er tiltenkt å måle

Forkortelser

ANOVA	Variasjonsanalyse
AvgPT	Average peak torque
CV _{ME}	Metodefeilens prosentvise variasjon
E60	Eksentrisk styrketest 60°/sek
GH	Gleno-humeral leddet
ICC	Interklasse korrelasjonskoeffisient
IR	Innadrotasjon
KI	Konfidensintervall
K60	Konsentrisk styrketest 60°/sek
K300	Konsentrisk styrketest 300°/sek
LOA	Limits of agreement
LSI	Limb symmetry index
MDC	Minste reelle endring
ME	Metodefeil
NIH	Norges idrettshøyskole
Nm	Newtonmeter
PT	Peak torque
RC	Rotatorcuff
REK	Regional etisk komité
SEM	Standard målefeil
UR	Utadrotasjon

Figuroversikt

Figur 1: Flytskjema for de isokinetiske styrketestene.....	34
Figur 2: Isokinetisk styrketest for innad- og utadrotasjonsstyrke i skulder målt med Humac NORM 2009 (CSMi, Staughton, MA).	34
Figur 3: De individuelle isokinetiske styrketestene med forkortelser: K = konsentrisk, E = eksentrisk, 60 = 60°/sek, 300 = 300°/sek, IR = styrketest innadrotasjon, UR = styrketest utadrotasjon, HØ = høyre skulder, VE = venstre skulder.	35
Figur 4: Flytskjema for datainnsamlingen over tre testrunder for to testere (IHK/YGH).	36
Figur 5: Bland-Altman plott for isokinetisk test 60°/sek for utadrotasjon høyre skulder for interrater.	48
Figur 6: Bland-Altman plott for isokinetisk test 60°/sek for utadrotasjon høyre skulder intrarater.	48

Tabelloversikt

Tabell 1: Oversikt over studier som rapporterer reliabilitet for isokinetiske styrketester for GH – rotasjonsstyrke.	26
Tabell 2: Antropometriske data for deltakerne i reliabilitetsstudien, gjennomsnitt \pm SD.	29
Tabell 3: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene med hensyn til interrater reliabilitet.	42
Tabell 4: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene med hensyn til intrarater reliabilitet.	43
Tabell 5: Relativ og absolutt interrater reliabilitet for de isokinetiske muskelstyrkemålingene basert PT.	44
Tabell 6: Relativ og absolutt intrarater reliabilitet for de isokinetiske muskelstyrkemålingene basert på målinger av høyeste testverdi (peak torque).	45
Tabell 7: 95% LOA, korrelasjon og signifikansnivå for inter- og intrarater.	47
Tabell 8: Metodefeil og prosentvis variasjon for de ulike isokinetiske styrketestene for interrater.	86
Tabell 9: Metodefeil og prosentvis variasjon for de ulike isokinetiske styrketestene for intrarater.	86
Tabell 10: Forskjeller i PT mellom kjønn og skuldre vist som gjennomsnittlig differanse (\bar{d}) med tilhørende 95% KI.	93
Tabell 11: Forskjeller i AvgPT mellom kjønn og skuldre vist som gjennomsnittlig differanse (\bar{d}) med tilhørende 95% KI.	93
Tabell 12: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene basert på interrater og AvgPT.	94
Tabell 13: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene basert på intrarater og AvgPT.	94
Tabell 14: Relativ og absolutt interrater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene basert på AvgPT.	95
Tabell 15: Relativ og absolutt intrarater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene basert på AvgPT.	95

Ligninger

Ligning 1: Utregning av LSI%	37
Ligning 2: Utregning av SEM	38
Ligning 3: Utregning av SEM%	38
Ligning 4: Utregning av ME	38
Ligning 5: Utregning av CV_{ME}	38
Ligning 6: Utregning av LOA	39
Ligning 7: Utregning av MDC	39
Ligning 8: Utregning av MDC%	39

Innholdsfortegnelse

Forord	0
Sammendrag	1
Begrepsavklaring	2
Forkortelser	3
Figuroversikt	4
Tabelloversikt	5
Ligninger	6
1. Introduksjon	9
1.1 Formål med studien	11
1.2 Problemstilling	11
2. Teori	11
2.1 Forekomst av skulderskader i håndball	11
2.2 Skulderens anatomi	12
2.2.1 Stabilisering av glenohumeral leddet	12
2.3 Kastets biomekanikk	14
2.4 Målemetoder for muskelstyrke	15
2.5 Målemetodenes egenskaper	17
2.5.1 Reliabilitet	17
2.5.2 Kilder til målefeil	18
2.5.3 Kvantifisering av reliabilitet	19
2.5.4 Validitet	23
2.5.5 Responsivitet	24
2.6 Reliabilitet isokinetisk dynamometer	24
3. Metode	29
3.1 Studiedesign	29
3.2 Utvalg	29
3.2.1 Karakteristikk av utvalget	29
3.2.2 Bakgrunn for valg av deltakere	30
3.2.3 Rekrutteringsstrategier	31
3.2.4 Inklusjons – og eksklusjonskriterier	31
3.3 Testere	31
3.4 Prosedyrer	32
3.4.1 Forberedelse av testtrigg	32
3.4.2 Forberedelse av deltakerne	32

3.4.3 Testprosedyre	33
3.5 Randomisering	34
3.6 Datainnsamling	35
3.6.1 Målevariabler	36
3.7 Databehandling	36
3.7.1 Dataanalyse og statistiske metoder	37
3.8 Etikk.....	40
4. Resultater	41
4.1 Datainnsamlingen	41
4.2 Deskriptive data for målemetoden isokinetisk dynamometer	41
4.2.1 Interrater.....	41
4.2.2 Intrarater.....	42
4.2.3 Oppsummering av deskriptive data	43
4.3 Hovedfunn reliabilitet.....	44
4.3.1 Interrater reliabilitet og responsivitet.....	44
4.3.2 Intrarater reliabilitet og responsivitet.....	45
4.3.3 Bland - Altman plott	46
4.3.4 Oppsummering av reliabilitet og responsivitet	49
5. Diskusjon.....	50
5.1 Resultater hovedfunn.....	50
5.1.1 Reliabilitet isokinetiske styrketester	51
5.1.2 Responsiviteten til de isokinetiske styrketestene	56
5.2 Metode	57
5.2.1 Utvalg.....	57
5.2.2 Testere.....	59
5.2.3 Studiedesign.....	59
5.2.4 Datainnsamling og testprosedyre	60
5.2.5 Isokinetisk styrketest som målemetode.....	64
5.3 Statistiske metoder.....	65
5.3.1 Relativ reliabilitet.....	65
5.3.2 Absolutt reliabilitet	67
5.3.1 Måling av responsivitet.....	68
5.4 Kliniske implikasjoner.....	68
6.Konklusjon	70
Vedlegg	81

1. Introduksjon

Håndball er en fysisk krevende kontaktidrett med komponenter som løp, spurter, hopp, kast, blokkering av skudd og nærkontakt med motspillere (Ali Taha, Akl, & Zayed, 2015; Vlak & Pivalica, 2004). Det er en olympisk idrett, og den 4. mest populære idretten i Europa (Ali Taha et al., 2015; Langevoort, Myklebust, Dvorak, & Junge, 2007). I takt med økt popularitet og satsning har spillerne og spillet utviklet seg. Tempoet er blitt høyere, spillerne er raskere, sterkere, tyngre og de skyter hardere (Vlak & Pivalica, 2004). Spillet innebærer tøffe dueller, og et stort volum av pasninger og skudd. Skuddkraft- og kastkapasitet (ca. 48000 kast/pasninger per år) ansees som en av nøkkelfaktorene til å lykkes (Ali Taha et al., 2015). Paradoksalt er kastbevegelsen en stor påkjenning for skulderen (Edouard et al., 2013).

Skulderskader opptrer både som akutte- og belastningsskader i håndball. I en studie med data fra seks store internasjonale håndballturneringer (2001-2004) ble det rapportert 108 akutt-skader per 1000 spilletimer (Langevoort et al., 2007). Skader i over-ekstremiteten utgjorde 18%, og var det tredje mest rapporterte skadeområdet (Langevoort et al., 2007). I tillegg til akutte skader, er smerter relatert til belastningsskader i skuldrene rapportert hos to tredjedeler av kvinner på elitenivå (Myklebust, Hasslan, Bahr, & Steffen, 2013). For mennene tilsier rapporter at 47-52% har tidligere skadehistorikk- eller fått skulderskader i løpet av sesongen, hvor opptil 90% av disse skyldes belastningsskader (Clarsen, Bahr, Andersson, Munk, & Myklebust, 2014; Forthomme et al., 2018).

Ekstrem bevegelsesfrihet gjør skulderen velegnet for kast, men det krever samtidig effektiv stabilisering (Berckmans et al., 2017; Yildiz et al., 2006). Stabiliteten avhenger av passive (labrum, leddbånd, leddkapsel) og aktive (skuldermuskulatur) strukturer (Wilk, Arrigo, & Andrews, 1997). Rotatorcuffen (RC) er ansett som den viktigste dynamiske stabilisatoren i skulderleddet (Van der Helm, 1994), og styrkeforholdet mellom innadrotasjons- og utadrotasjonsmuskulaturen ansees som spesielt viktig (Codine, Bernard, Pocholle, Benaim, & Brun, 1997). Det viser seg at et stort kastvolum, primært av dominant skulder, fører til at innadrotasjonsmuskulaturen blir sterkere enn utadrotasjonsmuskulaturen (Ellenbecker & Mattalino, 1997; McMaster, Long, & Caiozzo, 1991; Noffal, 2003; Zanca, Oliveira, Saccol, Ejnisman, & Mattiello-Rosa, 2011).

Ubalanse i RC's styrkeforhold kan redusere leddstabiliteten og øke risikoen for overbelastning og mikrotraumer av RC og leddkapsel, som kan føre til stivhet og smerter (W Ben Kibler, Sciascia, & Thomas, 2012; Myklebust et al., 2013). Å styrke RC kan redusere risikoen belastningskader (Edouard et al., 2013). Ratioer benyttes for å beskrive styrkeforholdet konsentrisk, eksentrisk, eller kombinert. Avhengig av test-posisjon foreligger det anbefalinger for ratioer for innadrotasjonsstyrke (IR) og utadrotasjonsstyrke (UR): isokinetisk konsentrisk UR/IR-ratio >66%, og isometrisk UR/IR- ratio 75-100% (Andrade, Fleury, de Lira, Dubas, & da Silva, 2010; Ann MJ Cools et al., 2016; Yildiz et al., 2006).

Vi trenger gode objektive målemetoder for å avdekke reelle avvik RC-styrke. Isokinetisk dynamometer er ansett som gullstandarden for evaluering av muskelstyrke (Dvir, 2014). Reliabiliteten til isokinetisk styrketest varierer derimot for hvilken type dynamometer som brukes, for ledd og muskelfunksjon som undersøkes, for testens utgangsstilling, og testprosedyre (Edouard et al., 2011; Malerba, Adam, Harris, & Krebs, 1993; Winter, 2007). På grunn av dette er det viktig med innsikt i de metodiske forholdene til originalstudiene som har tilegnet isokinetisk styrketest status som gullstandard for evaluering av muskelstyrke. Mange velger å undersøke målemetodens reliabilitet i en egen pilotstudie, før den anvendes, og kan på denne måten estimere reproduserbarheten for egne testere på et representativt utvalg.

Dette masterprosjektet tilhører et delprosjekt i doktorgraden til Hilde Fredriksen, som er stipendiat ved Norges Idrettshøyskole (NIH). Delprosjektet er ett av totalt fem delprosjekt, og har som mål å sammenligne isokinetisk og isometrisk håndholdt dynamometer som målemetode for rotasjonsstyrke hos håndballspillere på ungdomsnivå. For at de valgte styrketestene skal kunne benyttes videre i andre delprosjekter, må reliabiliteten undersøkes. Senere i denne oppgaven vil doktorgraden omtales som *hovedstudien*.

1.1 Formål med studien

Formålet med dette masterprosjektet er å gjennomføre en pilotstudie for å undersøke reliabiliteten til isokinetisk styrketest av skulderens IR- og UR-muskulatur. Et utvalg representativt for forsøkspersonene i hovedstudien vil utføre tre isokinetiske styrketester i et isokinetisk dynamometer av typen Humac NORM 2009 (CSMi, Stoughton, MA). Testene utføres i ryggliggende posisjon med 90° abduksjon i skulderen, og måler skulderens konsentriske (60° - og 300°/sek) og eksentriske (60°/sek) styrke. Det vil være flere testere involvert i hovedstudien. Derfor vil både inter- og intrarater reliabiliteten undersøkes. Når vi vet reproduserbarheten til målingene, vil vi også kunne estimere minste reelle endring i IR- og UR- styrke for deltakerne i hovedstudien.

1.2 Problemstilling

- *Hva er inter- og intrarater reliabiliteten for tre ulike isokinetiske styrketester av skulderens innad- og utadrotasjonsmuskulatur hos skadefrie håndballspillere på ungdomsnivå?*

2. Teori

2.1 Forekomst av skulderskader i håndball

Av alle sommerolympiske idretter er håndball og fotball idrettene med høyest risiko for skade i forhold til spilletid og alvorlighetsgrad (Junge et al., 2006). Skulderskader er vanlig i håndball, spesielt på elitenivå (Andersson, Bahr, Clarsen, & Myklebust, 2018), og rapportert som det tredje (etter ankel- og kneskader) mest skadeutsatte området (Langevoort et al., 2007). I den norske elitedivisjonen rapporterte 52% av menn og 58% av kvinner skadehistorikk i relasjon til skulder (Clarsen et al., 2014; Myklebust et al., 2013). Belastningskader i skulderen tenkes å bidra til en stor andel av skulderlidelsene blant håndballspillere (Clarsen et al., 2014; Myklebust et al., 2013). *OSTRC Overuse Injury Questionnaire* (OSTRC-O) er et relativt nytt kartleggingsverktøy som mer presist fanger opp belastningsskader enn tradisjonelle metoder. Forskjellen mellom OSTRC-O og tradisjonelle kartleggingsverktøy er at det skildrer i hvilken grad fysiske plager påvirker utøverens deltakelse og idrettsprestasjon, ikke bare skadeinsidens og «time-loss» (Andersson, Bahr,

Clarsen, & Myklebust, 2017; Clarsen, Myklebust, & Bahr, 2013). OSTRC-O ble testet ut i en 13-ukers prospektiv kohortstudie av 313 utøvere fra fem ulike idretter (langrenn, sykling, håndball, innebandy og volleyball) og fanget opp mot 10 ganger flere belastningsskader enn tradisjonelle kartleggingsverktøy (Clarsen et al., 2013). Dette gir et bedre bilde av omfanget av belastningsskader, og man kan igangsette tiltak mot kjente risikofaktorer for å unngå at det utvikler seg til et alvorlig problem. Kjente risikofaktorer for belastningsskader i skulderen er blant annet nedsatt GH- innadrotasjonsbevegelighet, nedsatt utadrotasjonsstyrke og redusert scapulakontroll (Andersson et al., 2017; Clarsen et al., 2014). Det skadeforebyggende programmet (*The OSTRC Shoulder Injury Prevention Programme*) testet på norske håndballspillere, med formål å øke glenohumeral innadrotasjonsbevegelighet, øke glenohumeral utadrotasjonsstyrke og scapulær muskelkontroll viste god skadeforebyggende effekt, hvor intervensjonsgruppen hadde 28% lavere risiko for skade sammenlignet med kontrollgruppen (Andersson et al., 2017).

2.2 Skulderens anatomi

Skulderkomplekset omfatter fire ledd, hvor artikulasjoner forekommer mellom fire knokler (humerus, scapula, clavícula og sternum), samt knoklene fra ribbena. De anatomiske referansepunktene til knoklene som inngår i artikulasjonen gir leddnavnene. *Gleno-humeralledet* (GH) er et synovialt kuleledd mellom konveksiteten *caput humerii* på humerus og konkaviteten *fossa glenoidalis* på scapula, *acromio-clavicularledet* (AC) er et synovialt glideledd mellom benstrukturen *acromion* på scapula og den laterale enden av *clavícula*, mens *sterno-clavicularledet* (SC) er et synovialt grunt sadelledd mellom sternum og mediale enden av *clavícula* (Marieb, 2010). Både AC – og SC- leddet har en artikulær bruskskive (Dahl & Rinvik, 2007; Marieb, 2010). *Scapulotorakalledet* (ST) er artikulasjonen mellom den konkave ventrale delen av scapula og den konvekse kurvaturen til ribbena på thorax (Marieb, 2010). Normal skulderfunksjon avhenger av koordinert bevegelse fra alle leddene i skulderkomplekset. Anatomien som beskrives videre vil begrense seg til GH-leddet.

2.2.1 Stabilisering av glenohumeral leddet

Manglende benet stabilitet gjør at GH-leddet er instabilt fra naturens side. Glenoid fossa er pæreformet, hvor inferiøre halvdel er 20% større enn superiøre halvdel. *Caput humerii* er 3-4 ganger større enn leddpartneren, og bare 25-30% av *caput*' overflate artikulerer med fossa

glenoidalis (Wilk et al., 1997). GH-leddet avhenger av stabilitet fra passive og dynamiske komponenter. Stabiliserende passive komponenter er de benete strukturene, glenoid labrum, GH-leddkapsel, det intraartikulære trykket, og GH-ligamenter, mens de dynamisk stabiliserende komponentene er leddkompresjonen, dynamisk ligamenttensjon, nevromuskulær kontroll og ST-stabilitet (Wilk et al., 1997).

Passiv stabilisering av glenohumeral leddet

Glenoid labrum er en fibrøs ring rundt kanten på fossa glenoidalis. Den gjør fossa 2,5 til 5 mm dypere (Wilk et al., 1997). Tverrsnitt av glenoid labrum avdekker en triangulær form, lignende en stoppekloss, hvilket hindrer translasjon av caput (Wilk et al., 1997). Glenoid labrum fungerer også som festeordning for de GH-ligamentene til glenoid. Leddkapselen er stor, løs, og tillater store bevegelsesutslag (Dahl & Rinvik, 2007). Den består av flettede kollagenfibre (kryssbroer) og når kraftige rotasjonskrefter virker på leddkapselen, strammes kollagenfibrene og caput sentreres og stabiliseres (Wilk et al., 1997). Leddkapselen er lufttett og bidrar til opprettholdelse av et lukket system. Intraartikulært er det ca. 1 ml leddvæske og et negativt atmosfærisk trykk (vakuum) (Wilk et al., 1997). Leddvæsken virker stabiliserende på caput via viskøse og intermolekylære krefter, sammen med kompresjonen fra vakuumet. Leddkapselen forsterkes av ligamenter anteriørt og inferiørt, og hvordan disse stabiliserer leddet avhenger i stor grad av leddstillingen (Wilk et al., 1997).

Den anteriøre GH- leddkapselen forsterkes av tre ligamenter. Det superiøre GH- ligamentet hindrer i hovedsak kaudal translasjon av caput i addusert leddposisjon sammen med det coracohumerale ligamentet (Wilk et al., 1997). Det midtre GH- ligamentet stabiliserer i hovedsak for ventral translasjon. Det mer komplekse inferiøre GH- ligamentet har en viktig rolle mellom 90° abduksjon til full elevasjon. Det består av tre bånd (anteriøre, axillere og posteriere). Når armen abdukeres og utadroteres er det anteriøre båndet en barriere for ventral translasjon, og det det posteriere båndet hindrer kaudal translasjon. Når armen abdukeres og innadroteres endres båndenes egenskaper og det anteriøre båndet stabiliserer kaudalt, mens det posteriere båndet stabiliserer dorsalt (Wilk et al., 1997). Det inferiøre GH-ligamentet er svært viktig for GH-stabilitet under en kastbevegelse med komponenter av abduksjon og utadrotasjon (Bozzo et al., 2017).

Dynamisk stabilisering av glenohumeral leddet

De primære stabiliserende musklene er *rotatorcuffen* (RC) (supraspinatus, infraspinatus, teres minor og subscapularis), deltoid og biceps brachii pars longus. De sekundærstabiliserende musklene er teres major, latissimus dorsi og pectoralis major (Wilk et al., 1997). Hele RC bidrar like mye til stabiliteten, og skade i en av de kan føre til kinematiske avvik.

Stabiliseringen fra RC foregår når balanserte krefter sentrerer caput i glenoid fossa (Codine et al., 1997). Intramuskulære kvaliteter som muskelstyrke og muskelutholdenhet spiller en sentral rolle for GH-leddets stabilitet, og utmattelse av RC kan redusere det subakromielle rommet med opptil 50% (Gaudet, Tremblay, & Dal Maso, 2018). RC' innvevning i leddkapselen bidrar også til stabilitet ved at muskelkontraksjoner strammer opp leddkapselen (Wilk et al., 1997). Nevromuskulær kontroll er også et viktig aspekt av dynamisk stabilitet. Konseptet refererer til det kontinuerlige samspillet mellom afferente (leddsans) og efferente (voluntær motorisk output) nevrane signaler (Wilk et al., 1997).

2.3 Kastets biomekanikk

Normal leddbevegelse avhenger av både artikulære og periartikulære strukturer (leddkapsel, ligamenter, sener), og leddets biomekaniske funksjon krever et balansert styrkeforhold mellom agonister og antagonister (Codine et al., 1997). I GH-leddet er styrkeforholdet av RC spesielt viktig for å opprettholde stabilitet og sentrering av caput humeri (Codine et al., 1997). I kastidretter settes GH-leddets fysiologiske grenser på prøve med ekstreme bevegelsesutslag og kraftfulle muskelkontraksjoner. Mekanismen bak mange av belastningslidelsene man ser i GH-leddet skyldes en sub-optimal stabilisering og sentrering av caput humeri under utførelsen av kastet (Hess et al., 2005).

Overarmskastet er en sammensatt bevegelse hvor kroppen må sees som en kinetisk kjede. Prinsippet med den kinetiske kjeden er at optimal distal funksjon krever velfungerende proksimale elementer (Brukner & Khan, 2017). Et optimalt kast krever derfor velfungerende energi- og moment generering fra bena, som må overføres til hofter, truncus, skulder, overarm, underarm, hånd og til slutt kastobjektet (Fleisig, Barrentine, Escamilla, & Andrews, 1996). Kastobjektets maksimale hastighet korrelerer med antall kroppssegmenter involvert i den kinetiske kjeden (Toyoshima & Miyashita, 1973). I litteraturen er overarmskastet beskrevet i seks faser: (1) opptreks-fase («wind-up»), (2) steg/stem, (3) vendepunkt for kastet («cocking»), (4) akselerasjonsfasen, (5) oppbremsingsfasen og (6) gjennomføring av kastet («follow-through») (Van den Tillaar & Ettema, 2007). Noen karakteristiske elementer

som identifiserer fasene er kontakt med stem-fot, maksimal UR, maksimal IR og ball-slipp (Van den Tillaar & Ettema, 2007).

Under akselerasjonsfasen skjer en kraftig og eksplosiv konsentrisk innadrotasjon. Denne bevegelsen bremses eksentrisk av utadrotasjonsmuskulaturen i oppbremsingsfasen og gjennomføring av kastet (A. M. Cools, Johansson, Borms, & Maenhout, 2015). Skudd utføres med ekstreme leddutslag, høy hastighet, stor kraft, og det er store distraksjonskrefter som virker på leddet. For eliteutøvere blir skulderen utsatt for dette mekaniske stresset opptil 48000 ganger i året (Edouard et al., 2013). Det krever en effektiv stabilisering fra RC, den viktigste dynamiske stabilisatoren i GH-leddet. Vendepunktet for kastet («cocking») ansees som fasen hvor skulderen er spesielt utsatt for skade (Bahr, McCrory, Bolic, & Prøis, 2014; Rousanoglou, Noutsos, Bayios, & Boudolos, 2014).

RC' styrke og muskulære utholdenhet må være god for å håndtere kreftene fra repetitive kastbevegelser. Hos asymptotiske kastutøvere er vanligvis styrkeforholdet mellom IR og UR muskulaturen i dominant skulder 3:2 målt isokinetisk, med fordel IR (W. Ben Kibler et al., 2013). Mekanismen antas å være et resultat av den repetitive, kraftfulle konsentriske muskelaktivering av innadrotatorene (Forthomme et al., 2018). Manglende styrke rundt skulderen, spesielt i UR, og redusert aktivering av supraspinatus er predikativt for fremtidige skulderplager (W. Ben Kibler et al., 2013). Å avdekke og rette tiltak mot kliniske avvik kan forebygge fremtidige skulderplager. Samtidig kreves det at de kliniske målemetodene vi benytter til å evaluere muskelstyrken gir reliable og valide mål på muskelstyrke.

2.4 Målemetoder for muskelstyrke

Styrke defineres som «den maksimale kraften eller dreiemomentet en muskel eller muskelgruppe kan skape ved en spesifikk eller forutbestemt hastighet» (Raastad, Paulsen, Refsnes, Rønnestad, & Wisnes, 2010). Den maksimale styrken defineres som den største kraften vi klarer å utvikle ved langsomme bevegelser (eksentrisk og konsentrisk) eller isometriske aksjoner (Raastad et al., 2010). For å måle styrke finnes det i hovedsak tre typer muskelstyrkemålinger: isometrisk, isotonisk og isokinetisk (Winter, 2007).

Isometriske styrketester krever at den som testes skaper maksimal kraft eller dreiemoment mot en ubevegelig motstand (Winter, 2007). Det vil si at muskulaturen genererer kraft uten endring av muskellengde eller leddposisjon (Brown, 2000). Muskelens evne til å generere kraft under slik forhold kan måles med et håndholdt dynamometer (HHD). HHD er lett

portabelt og mye brukt i klinikk- og forskningssammenheng. Isometriske målinger med HHD på GH- rotasjonsstyrke viser seg å være en reliabel målemetode på individer med og uten skuldersymptomer (Hayes, Walton, Szomor, & Murrell, 2002; Holt, Raper, Boettcher, Waddington, & Drew, 2016). En ulempe med HHD er at kraften kun måles i én leddposisjonen. Til sammenligning kan isokinetiske tester registrere muskulaturens kraftutvikling gjennom hele bevegelsesbanen for testen (Holt et al., 2016).

Isotonisk styrketest innebærer å flytte en fast masse med konstant akselerasjon og deselerasjon. Vanlige tester for isotonisk styrke inkluderer blant annet en repetisjon maksimum (1RM) tester, maksimal konsentrisk- eller eksentrisk styrketest, hopp-, løps- og kasttester (Winter, 2007). Prestasjonsevnen ved isotoniske tester kan måles med kraftplattformer, maksimal løftet vekt, eller som distanse eller høyde for kast og hopp. Sammenhengen mellom prestasjon på isotoniske tester og idrettsprestasjon er generelt større enn for isometriske og isokinetiske tester (Winter, 2007).

Isokinetisk dynamometer er ansett som et av de mest valide målemetodene for å evaluere muskelstyrke (Berckmans et al., 2017; Leggin, Neuman, Iannotti, Williams, & Thompson, 1996). Metoden anvendes til å måle maksimal konsentrisk og eksentrisk styrke (Winter, 2007), og benytter variabler relatert til dreiemoment (Croix, Deighan, & Armstrong, 2003). Dreiemoment er et produkt av muskelstyrke, kraft, arbeid, leddvinkel og utholdenhet (Croix et al., 2003). Isokinetiske dynamometre imøtekommer kraften til testindividet slik at hastigheten holdes konstant i den bestemte bevegelsesbanen (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004). Den vanligste variabelen å oppgi fra isokinetiske tester er *peak torque* (PT). Denne verdien representerer det høyeste punktet på kraftkurven (Brown, 2000). *Average peak torque* (AvgPT) er en verdi som representerer den gjennomsnittlige kraftutviklingen for hver repetisjon i et testsett, altså det gjennomsnittlige testresultatet (Brown, 2000). Målemetoden vil ha stor relevans for å kunne avdekke risikofaktorer som redusert styrke mellom eksempelvis dominant og ikke-dominant arm, eller mellom agonist og antagonist (Raastad et al., 2010). Testing før sesong kan oppdage behov for forebyggende styrketrening (Forthomme et al., 2018). Isokinetiske styrketester bør designes etter arbeidskravet tilknyttet utøverens idrett. På denne måten tilføyes testen gyldighet (validitet), samt at testresultatene får en overføringsverdi til idrettsprestasjon (Raastad et al., 2010; Winter, 2007).

Reliabiliteten til isokinetiske styrketester varierer for hvilket ledd som testes, hvilken utgangsstilling leddet har i testen, og hastigheten på testen (°/sek) (Winter, 2007). I

litteraturen er det beskrevet flere utgangsstillinger for GH-leddet og hastigheter ved test av rotasjonsstyrke: sittende med 45° abduksjon i scapula- eller frontalplan, liggende med 90° abduksjon i frontalplan, stående med 90° abduksjon i frontalplan, og hastigheter mellom 60°/sek til 300°/sek konsentrisk og eksentrisk (Andrade et al., 2010; Borms, Maenhout, & Cools, 2016; Castro et al., 2017; dos Santos Andrade et al., 2013; Edouard et al., 2013; Edouard et al., 2011; Forthomme et al., 2018; Robert van Cingel, Habets, Willemsen, & Staal, 2017). En testposisjon som gjenspeiler overarmskastet med 90° abduksjon og rotasjon i GH-leddet kan gjennomføres i både liggende og stående. Stående er mindre reliabel (ICC 0.75-0.95) sammenlignet med liggende posisjon (ICC 0,86-0,99) (Edouard et al., 2011). Sistnevnte posisjon har i tillegg en stabiliserende effekt på skulderbladet (Edouard et al., 2011).

Isokinetiske dynamometre av typen Humac NORM 2009 kan utføre tester med hastighet opp til 500°/sek. Samtidig har studier på baseballkastere vist angulære hastigheter opptil 6100-6940°/sek under «akselerasjonsfasen» i kastet (Dillman, Fleisig, & Andrews, 1993; Feltner & Dapena, 1986; Pappas, Zawacki, & Sullivan, 1985). Dette kan relateres til hvor mye den kinetiske kjeden bidrar til å akselerere kastarmen, og at armens potensielle hastighet vil reduseres ved å utelukke kroppssegmenter i bevegelsen, som ved en isokinetisk styrketest (Toyoshima & Miyashita, 1973).

2.5 Målemetodenes egenskaper

De to grunnleggende forutsetningene for målemetoder er *reliabilitet* og *validitet*.

Reliabiliteten referer til målingenes stabilitet eller samsvar ved repeterte målinger på det samme materialet (Portney & Watkins, 2014). Validiteten referer til om målemetoden måler det den er tilsiktet å måle (Atkinson & Nevill, 1998; Portney & Watkins, 2014). Målemetoden må også være *responsiv* nok til å fange opp små, men klinisk relevante endringer over tid (Guyatt, Deyo, Charlson, Levine, & Mitchell, 1989).

2.5.1 Reliabilitet

Reliabiliteten knyttes til *reproduserbarhet* og målesikkerhet, og viser til i hvilken grad måleresultatene er fri for målefeil (Atkinson & Nevill, 1998; Carter, 2011; Raastad et al., 2010). Realistisk sett er ingen målemetoder fri for målefeil, og graden av forventede målefeil vil avgjøre om målemetoden kan aksepteres til forskning og klinisk bruk (Atkinson & Nevill, 1998; Portney & Watkins, 2014). Ideelt sett vil en målemetode for GH-leddets rotasjonsstyrke

reprodusere testresultatet fra første til andre test, dersom det ikke forventes en endring i rotasjonsstyrke i tidsrommet imellom testene. I litteraturen benevnes reliabilitet omvekslende med synonymer som *repeterbarhet*, *reproduserbarhet*, *overenstemmelse*, *enighet*, *samstemmighet* og *stabilitet* (Atkinson & Nevill, 1998).

I dette prosjektet vil inter- og intrarater reliabilitet estimeres for en flere isokinetiske styrketester. Interrater reliabiliteten sier noe om samsvaret mellom to eller flere testere på det samme materialet, mens intrarater reliabilitet referer til samsvaret mellom målinger utført av én enkelt tester over to eller flere målinger på det samme materialet (Portney & Watkins, 2014). Reliabiliteten evalueres ideelt over to eller flere forsøk. I en test-retest situasjon hvor testerens ferdigheter er avgjørende for presisjonen til testen, er intrarater og test-retest i prinsippet det samme estimatet (Portney & Watkins, 2014).

2.5.2 Kilder til målefeil

Målefeil må forventes til en viss grad, og man kan teoretisk sett se på hver observert score (X) som en funksjon av to komponenter: en *sann score* (T) og en *feilkomponent* (E) (Portney & Watkins, 2014). Forholdet kan forklares av ligningen $X = T \pm E$. Fra ligningen kan vi lese at for et hvert mål av (X), finnes en hypotetisk sann eller fast verdi (T), og den observerte verdien vil avvike med et ukjent omfang (E). Differansen mellom den sanne verdien og den observerte verdien er den totale målefeilen (Portney & Watkins, 2014).

Målefeilene, eller variabiliteten til målemetoden skyldes i hovedsak systematiske (tekniske) og tilfeldige (biologiske) årsaker (Atkinson & Nevill, 1998; Portney & Watkins, 2014; Winter, 2007). Systematiske målefeil kan relateres til måleinstrumentets presisjon, testerens dyktighet, og følgelig prosedyrer for kalibrering av utstyret og testing (Winter, 2007). Tilfeldige målefeil kan relateres til tilfeldigheter og biologiske variasjoner. Kunnskap og forståelse av feilenes størrelsesorden er helt nødvendig i tolkningen av måleresultatene (Winter, 2007).

Målefeil kan minimeres med nøyaktig planlegging, øving, opprettelse av klare operasjonelle definisjoner, rutiner på inspeksjon av utstyr, og ved å utvikling av en tydelig testprotokoll (Portney & Watkins, 2014). Styrketester er utsatt for større variasjon ved repeterte målinger som følge av tretthet og læringseffekt hos testindividet (Portney & Watkins, 2014).

Systematiske målefeil

Systematiske målefeil viser til en trend for avvik mellom repeterte målinger i enten positiv eller negativ retning (Atkinson & Nevill, 1998). De kan forutses som følge av at målefeilene konsekvent over- eller underestimerer den sanne verdien (T) (Portney & Watkins, 2014). Eksempelvis vil variasjon som følge av en læringseffekt mellom testrunder bidra til systematiske målefeil. Per definisjon er systematiske målefeil konstante og derfor ikke et problem for reliabiliteten, men problematisk for validiteten (Portney & Watkins, 2014).

Tilfeldige målefeil

Tilfeldige målefeil er uforutsigbare, og kan påvirke den observerte verdien i begge retninger med like stor sannsynlighet (Portney & Watkins, 2014). Komponenten av tilfeldige målefeil bidrar vanligvis mer til den totale målefeilen enn de systematiske målefeilene (Atkinson & Nevill, 1998). Eksempler på uforutsigbare faktorer som kan bidra til de tilfeldige målefeilene er individuelle variasjoner (tretthet, uoppmerksomhet), mekanisk unøyaktighet (instrument), enkle feil, eller manglende overensstemmelse med testprotokoll (Atkinson & Nevill, 1998; Portney & Watkins, 2014). Tilfeldige målefeil er utfordrende å redusere, spesielt variasjon som følge av mekanisk variasjon.

2.5.3 Kvantifisering av reliabilitet

Reliabilitet kan kvantifiseres som relativ- og absolutt reliabilitet. Relativ reliabilitet «undersøker forholdet mellom to eller flere sett av repeterte målinger», mens absolutt reliabilitet «undersøker scorens variasjon fra måling til måling» (Carter, 2011). Estimering av målingenes variasjon hjelper forskeren i tolkningen av forskningsresultatet (Shrout & Fleiss, 1979).

Relativ reliabilitet

Relativ reliabilitet baseres på forestillingen om at de individuelle målingene i en gruppe vil beholde sin posisjon (*rangering*) over repeterte målinger, om målemetoden er reliabel (Carter, 2011). Dette undersøkes med en korrelasjonskoeffisient. Koeffisienten indikerer grad av korrelasjon mellom de repeterte målingene for den undersøkte variabelen (Carter, 2011). *Interklasse korrelasjonskoeffisient* (ICC) er hyppig brukt i reliabilitetsstudier (Atkinson & Nevill, 1998). Sammenlignet med *Pearson korrelasjonskoeffisient*, gjenspeiler ICC enighet

(*agreement*) i tillegg til korrelasjon, hvilket gjør ICC bedre egnet til å evaluere reliabilitet (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014).

Det ble definert seks ulike typer av ICC (Shrout & Fleiss, 1979), og senere utarbeidet fire til (McGraw & Wong, 1996). ICC kan følgelig estimeres på 10 ulike måter, og valg av riktig type kan være utfordrende (Koo & Li, 2016). I hovedsak dreier det seg om valg rundt hvilken «modell» og «type» måldata som skal brukes, samt «definisjon» av hvile målefeil analysene skal behandle (Koo & Li, 2016; Weir, 2005).

Det er 3 modeller som er ledende for hvilken *variasjonsanalyse* (ANOVA) vi benytter. Modell 1 er en *enveis tilfeldig variasjonsanalyse*, modell 2 er en *toveis tilfeldig variasjonsanalyse*, og modell 3 en *toveis blandet variasjonsanalyse*. Valg av modell avhenger av studiens metode for datainnsamling. I studier hvor målingene utføres av flere, tilfeldig utvalgte testere (*raters*), velges modell 1. Denne modellen benyttes sjelden i kliniske reliabilitetsstudier (Koo & Li, 2016). Modell 2 benyttes i studier hvor alle forsøkspersonene blir målt av de samme testerne (*raters*), utvalgt fra en større gruppe testere. Denne modellen brukes når forskningsresultatene skal generalisere til andre testere (Koo & Li, 2016). Modell 3 benyttes når vi er kun interessert i de utvalgte testerne, og resultatene ikke skal generaliseres (Koo & Li, 2016). Fordelen med modell 2 og 3 er at variasjonsanalysen kan behandle to eller flere uavhengige faktorer, mens modell 1 begrenser seg til kun én uavhengig faktor. Hvilke uavhengige faktorer som er med i beregningen, avhenger av reliabiliteten som undersøkes. Eksempelvis er forsøkspersoner, testere og testrunder uavhengige faktorer (Weir, 2005). I beregninger av interrater reliabilitet er forsøkspersoner og testere de uavhengige faktorene, mens for intrarater reliabilitet er de uavhengige faktorene forsøkspersoner og testrunder. For å evaluere interrater reliabilitet bør ICC modell 2 eller 3 benyttes (Portney & Watkins, 2014). Hvilke av de avhenger av om resultatene skal generaliseres (modell 2) eller ikke (modell 3). For intrarater reliabilitet, benyttes modell 3 (Portney & Watkins, 2014).

«Type» avhenger av dataverdiene som ligger til grunn for ICC estimatet. Estimerer basert på enkeltverdier avleses fra variasjonsanalysens «*single measures*», mens estimerer basert på gjennomsnittresultater avleses fra variasjonsanalysens «*average measures*» (Koo & Li, 2016; McGraw & Wong, 1996). «Definisjon» omhandler om beregningsmetoden for korrelasjonen baseres på «*consistency*» eller «*agreement*» (McGraw & Wong, 1996). Hovedforskjellen er at *agreement* behandler både systematiske og tilfeldige målefeil, mens *consistency* kun behandler tilfeldige målefeil (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006; Weir, 2005).

ICC har et teoretisk spenn mellom 0 og 1, hvor 0 indikerer ingen reliabilitet, og 1 indikerer perfekt reliabilitet (Weir, 2005). Størrelsen av ICC avhenger av variasjonen mellom forsøkspersonene (*between-subjects*), vist av ligningen:

$$ICC = \frac{\textit{between subject variability}}{\textit{between subject variability} + \textit{measurement error}} \quad (\text{Weir, 2005}).$$

Små variasjoner mellom forsøkspersonene vil gi en lav ICC (lav reliabilitet), selv med lite variasjon mellom testrundene (Weir, 2005). På samme måte vil store variasjoner mellom forsøkspersonene, med stor variasjon mellom testrundene, gi en høy ICC (høy reliabilitet) (Weir, 2005). Derfor er det ikke tilstrekkelig å kun oppgi korrelasjonskoeffisienten som mål på reliabilitet. For å få et totalbilde av variabiliteten må vi vite samsvaret mellom testere (*interrater*) og testrunder (*intrarater/test-retest*) (Bland & Altman, 1986).

Tolkning av korrelasjonskoeffisienten

Det finnes ingen standardisert verdi for hva som kjennetegner en akseptabel størrelse av ICC (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014). Reliabilitet kjennetegner hvor god målemetoden er til å reprodusere svar, og det er opp til forskeren eller klinikerens å vurdere hvor god reliabiliteten bør være for å kunne forsvare anvendelse av målemetoden (Portney & Watkins, 2014).

Vanligvis er det avgrensninger for å skille mellom høy, god, moderat, og svak reliabilitet. Det er stor variasjon hvor disse avgrensningene ligger for ICC. På et generelt grunnlag vil ICC verdier < 0.5 vitne om svak reliabilitet, mellom 0.5 og 0.75 moderat reliabilitet, mellom 0.75 og 0.90 god reliabilitet, og > 0.90 høy reliabilitet (Koo & Li, 2016). For enkelte kliniske verktøy er kriteriene strengere.

Edouard et al. (2011) undersøkte reliabiliteten til den isokinetiske evalueringen av rotasjonsstyrke av skulderen i en systematisk oversiktsartikkel. Forfatterne konkluderte med at en ICC verdi > 0.90 representerer høy reliabilitet, 0.80-0.90 moderat reliabilitet, og < 0.80 lav reliabilitet (Edouard et al., 2011).

Absolutt reliabilitet

Absolutt reliabilitet refererer til hvor stabile de individuelle målingene er, eller hvor stor variasjonen er mellom repeterte målinger (Carter, 2011; Portney & Watkins, 2014). Statistiske metoder for å uttrykke absolutt reliabilitet er *standardfeilen til målingene* (SEM), *variasjonskoeffisienten* (CV), *metodefeil* (ME) og *limits of agreement* (LOA) (Portney & Watkins, 2014). SEM måler individenes variasjonen (*innen individet*) over repeterte målinger, mens ICC reflekterer hvor godt testen skiller mellom individenes rangering (*mellom individer*) i en gruppe over repeterte målinger (Weir, 2005). SEM beskriver med andre ord individenes stabilitet, og beregnes ved å anvende *standardavviket* (SD) og ICC i kalkuleringen ($SEM = SD\sqrt{1-ICC}$). Desto mindre SEM, desto bedre er reliabiliteten (Atkinson & Nevill, 1998). Fra ligningen kan man se at størrelsen av SEM avhenger av god relativ reliabilitet (høy ICC) og et smalt SD. SEM bør presenteres statistisk med et *konfidensintervall* (KI) (Atkinson & Nevill, 1998). SEM kan deretter uttrykkes i forhold til gjennomsnittsmålingene som prosenttall ($SEM\% = \left(\frac{SEM}{\bar{x}}\right) * 100$). På denne måten beskrives målefeilenes størrelse i forhold til utvalgets gjennomsnittresultat, og SEM% kan sammenlignes på kryss av reliabilitetsstudier.

CV gjør rede for forholdet mellom gjennomsnittet og SD til målingene, og er målefeilen oppgitt i prosent: $CV = \left(\frac{SD}{gj.snitt}\right) * 100$ (Portney & Watkins, 2014). For repeterte målinger er en vanlig retningslinje at målingene ikke skal variere med mer enn 10% fra hverandre (Brown, 2000).

ME uttrykker prosentvis variasjon mellom to sett av målinger (Portney & Watkins, 2014). ME bør konverteres til et prosenttall CV_{ME} for å representere målingenes prosentvise variasjon (Portney & Watkins, 2014). Tolkningen av dette estimatet avhenger av hvor mye målefeil man ser på som akseptabelt for målemetoden (Portney & Watkins, 2014).

SEM/SEM%, *CV* og *CV_{ME}* sine begrensninger som uttrykk for absolutt reliabilitet ligger i den statistiske metoden. Siden estimatet er basert på pluss minus ett standardavvik, som dekker 68% av variabiliteten til målingene, er det 32% sjanse for at «sann score» ligger utenfor estimatet på målefeilene (Atkinson & Nevill, 1998). Tradisjonelt ønsker vi å operere med 95% sikkerhet (Atkinson & Nevill, 1998).

Limits of agreement (LOA) er en metode som med 95% sikkerhet kan si at den sanne scoren befinner seg $\pm 1,96SD$ fra observert score (Atkinson & Nevill, 1998). Fremgangsmetoden baserer seg på å finne den gjennomsnittlige differansen (\bar{d}) mellom testere (for interrater) eller

testrunder (intrarater). Deretter multipliseres SD til differansen med 1,96 og denne summen trekkes fra \bar{d} for å danne nedre grense, og legges til \bar{d} for å danne øvre grense ($LOA = \bar{d} \pm (1,96SD_{diff})$) (Bland & Altman, 1986). Ved å legge inn LOA og \bar{d} i et Bland-Altman plott får man en grafisk fremstilling av de individuelle forsøkspersonenes forskjeller (plott) mellom testere eller testrunder (Bland & Altman, 1986). Det fremstilte plottet kan gi en indikasjon av de systematiske målefeilene (\bar{d}) og de tilfeldige målefeilene ved å se på plottenes spredning og retning rundt null-linjen (Atkinson & Nevill, 1998).

2.5.4 Validitet

Validiteten refererer til om måleinstrumentet måler det den er tiltenkt å måle (Portney & Watkins, 2014). Forholdet mellom reliabilitet og validitet er unidireksjonell (Portney & Watkins, 2014). En valid test innehar god reliabilitet fordi validiteten forutsetter liten målefeil. Det betyr derimot ikke at god reliabilitet gir god validitet. Det er lite relevant at testen viser til lite målefeil om testen ikke måler det den er tiltenkt å måle. I slike tilfeller blir det vanskelig å trekke gyldige konklusjoner fra en test.

For målemetoder finnes det fire typer validitet: *logisk-, innholds-, kriterie- og begrepsvaliditet*. Logisk validitet er den enkleste formen for validitet, og refererer til om instrumentet eller testen måler det den er tiltenkt å måle (Portney & Watkins, 2014). *Innholdsvaliditet* refererer til hvilken grad testen er representativ for alle elementene rundt den undersøkte variabelen (Carter, 2011; Portney & Watkins, 2014). *Innholdsvaliditet* er av større interesse for observasjonelle verktøy enn for biofysiologiske verktøy (Carter, 2011). *Begrepsvaliditet* refererer til validiteten til det begrepet som blir undersøkt, og som ligger til grunn for målingen (Carter, 2011). Begrepet man ønsker å undersøke bør avklares, og relevante målemetoder operasjonaliseres. Eksempelvis er styrke et bredt begrep, og det må iverksettes andre målestrategier for konsentriske styrketester enn for eksentriske styrketester. *Kriterievaliditet* er den mest praktiske og objektive tilnærmingen i validitetstesting. Validiteten undersøkes ved å se på korrelasjonen til målingene mellom ny test/målemetode (*target test*) og *gullstandard* (Portney & Watkins, 2014). Om korrelasjonen er høy (korrelasjonskoeffisient nær 1.00) ansees testen som en valid test for å kunne predikere lignende resultat som *gullstandard*.

2.5.5 Responsivitet

Målemetodens responsivitet til å fange opp endringer over tid, også kalt sensitivitet, er et aspekt beslektet med reliabilitet og validitet (Carter, 2011; Guyatt et al., 1989).

Responsiviteten refererer til den minste potensielle endringen testen kan oppdage over tid, og er viktig når man skal undersøke effekten av intervensjoner (Guyatt et al., 1989; Portney & Watkins, 2014). Styrketester med god responsivitet har evnen til å registrere endringer proporsjonalt med forsøkspersonens prestasjon. Det var tidligere nevnt at validiteten forutsetter liten målefeil. Testens responsivitet kan beskrives som *minste reelle endring*, og refererer til minste endring vi kan registrere utover forventet målefeil (SEM) (Portney & Watkins, 2014). Flere statistiske termer beskriver *minste reelle endring*: reliable change index, minimal detectable change (MDC), smallest detectable change (SDC) og smallest real change (SRC) (Portney & Watkins, 2014). I denne oppgaven vil jeg benytte MDC som statistisk estimat for responsivitet (Beaton, Bombardier, Katz, & Wright, 2001). MDC beregnes med ligningen ($MDC = 1,96 * SEM * \sqrt{2}$).

2.6 Reliabilitet isokinetisk dynamometer

Her vil jeg presentere studier som rapporterer reliabilitet for isokinetiske muskelstyrkemålinger av rotasjonsstyrke i GH-leddet. Enkelte studier rapporterer reliabiliteten for tester av flere ledd og plan. I disse studiene har jeg selektert ut resultater vedrørende rotasjonsstyrke i GH-leddet etter relevans for dette prosjektet. Undersøkelsene i disse studiene er i hovedsak utført på voksne uten skulderpatologi (Edouard et al., 2013; Frisello, Gazaille, O'Halloran, Palmer, & Waugh, 1994; Habets, Staal, Tijssen, & Cingel, 2018; Meeteren, Roebroek, & Stam, 2002; Plotnikoff & MacIntyre, 2002), mens én studie undersøker et utvalg med unilateral skulderpatologi (Malerba et al., 1993). Studiene er samlet i tabell 1.

Sistnevnte studie undersøkte relativ test-retest reliabilitet ($ICC_{2,1}$) for konsentrisk (60°/sek og 120°/sek) og eksentrisk (60°/sek) rotasjonsstyrke med variablene *peak torque*, *total work*, og *average power*. De konkluderer med at reliabiliteten er klinisk akseptabel for konsentriske tester ($ICC_{2,1}$: UR=0,62-0,76, IR=0,79-0,95), men ikke for de eksentriske testene ($ICC_{2,1}$: UR=0,44-0,68, IR=0,70-0,90) (Malerba et al., 1993). Frisello, Gazaille et al. (1994) undersøkte også relativ test-retest reliabilitet, men kun for eksentrisk (90°-og 120°/sek) rotasjonsstyrke. Testen ble utført i stående (0° skulderabduksjon, 90° albuefleksjon,

midtsupinasjon/pronasjon underarm). De konkluderer med at Biodex® isokinetisk dynamometer er et reliabelt måleapparat for eksentrisk rotasjonsstyrke (ICC_{2,1}: UR=0,78-0,86, IR=0,75-0,78). Forfatterne registrerte høyere reliabilitet for ikke-dominant skulder (Frisiello et al., 1994). Plotnikoff & MacIntyre (2002) undersøkte relativ (ICC_{1,3}) – og absolutt (SEM) test-retest reliabilitet for konsentrisk og eksentrisk rotasjonsstyrketest (30°/sek). Testene ble utført sittende med 50° skulderabduksjon, 30° skulderfleksjon og 90° albuefleksjon. Forfatterne konkluderer med at testprotokollen er reliabel for personer uten skulderpatologi (IR: ICC=0,8-0,91, SEM=2,44-3,73Nm. UR: ICC=0,89-0,94, SEM=1,72-2,55Nm). Meeteren, Roebroek et al. (2002) undersøkte også relativ (ICC) – og absolutt (SEM) test-retest reliabilitet, samt responsivitet (MDC), men kun for konsentrisk rotasjonsstyrke (60° - og 180°/sek). Studien oppgir ikke ICC- modell, de beskriver heller ikke skulderens utgangsstilling, kun posisjoneringen av dynamometerhodet. Stor variasjon (*within-subject*) gjør forfatterne kritisk til om testprotokollen er responsiv nok til å oppdage klinisk relevante endringer (MDC%: IR=25-39%, UR:28-39%). SEM% var 8-13% for IR og 9-13% for UR, mens ICC (*between-subject*) var 0,81-0,92 for IR og 0,74-0,87 for UR (Meeteren et al., 2002).

En annen studie har som hovedmål å undersøke test-retest reliabiliteten basert på styrkeratioene fra test til test, men undersøker samtidig test-retest reliabiliteten i relative og absolutte termer for *peak torque* variabelen (Edouard et al., 2013). De testet 46 friske personer med 7 dagers mellomrom. Forsøkspersonene satt med skulder i 45° skulderabduksjon i scapulas plan. Testene for rotasjonsstyrke ble utført konsentrisk (60°- og 120°/sek) og eksentrisk (30°/sek). Forfatterne konkluderer med at testprotokollen viser høy reliabilitet for *peak torque* (ICC=0,87-0,97, SEM%=7,7-15,5%, MDC%=21,3-40,2%) (Edouard et al., 2013). Habets, Staal et al. (2018) undersøkte intramaskin reliabiliteten mellom to isokinetiske dynamometre (Humac NORM 2009, v.9.7.6) på to lokalisasjoner. De undersøkte reliabiliteten i relative (ICC_{2,1}) og absolutte (SEM_{Nm}, SEM%, MDC_{Nm}) termer for test av konsentrisk (60° og 180°) og eksentrisk (60° og 120°) rotasjonsstyrke i skulderen. Utgangsstilling for test av rotasjonsstyrke var liggende med 90° skulderabduksjon og 90° albuefleksjon. Forfatterne rapporterte god til høy reliabilitet mellom de to testrundene og apparatene. ICC_{2,1} varierte mellom 0,722-0,935, SEM_{Nm} var 1,8-4,6 Nm, SEM% var 7,3-14,4%, og MDC_{Nm} varierte mellom 5,0-12,8 Nm (Habets et al., 2018).

Tabell 1: Oversikt over studier som rapporterer reliabilitet for isokinetiske styrketester for GH – rotasjonsstyrke.

Studie	Type test	Utvalg	Reliabilitet
Malerba et al. 1993	<p><i>Apparat:</i> KinCom (Chattecx Corporation, Chattanooga, TN). <i>Design:</i> test-retest 1 ukes mellomrom. <i>Tester:</i> Isokinetisk styrketest konsentrisk 60°-og 120°/sek, eksentrisk 60°/sek. <i>Variabler:</i> PT, Tw, AVG power <i>Posisjon:</i> 45°abd., 30°fleks. <i>Testprosedyre:</i> Oppv.: 3 submaks. + 2 maks rep. 1 min pause. 3 maks rep. 5 min pause mellom kontraksjonstyper.</p>	<p>Unilateral skulderpatologi. Sammenligning med frisk skulder. N = 24 (14 ♂ / 10 ♀), 17-58 år.</p>	<p>ICC_{2,1} (patologi/ikke-patologi) Konsentrisk 60°/sek: UR: (0,76/0,70), IR: (0,82/0,86) Konsentrisk 120°/sek: UR: (0,68/0,62), IR: (0,95/0,79). Eksentrisk 60°/sek: UR: (0,68/0,44), IR: (0,90/0,70)</p>
Friseello, Gazaille et al. 1994	<p><i>Apparat:</i> <i>Design:</i> test-retest, 1 uke i mellom <i>Tester:</i> Eksentrisk test 90°- og 120°/sek <i>Variabler:</i> PT <i>Posisjon:</i> stående, 0° ABd. skulder, 90° Fl. albue. <i>Testprosedyre:</i> 2 rep. oppv., 60sek. pause, 3 maks rep., 60sek pause. <i>ROM:</i> 70° (20°UR - 50° IR).</p>	<p>Friske, N =18 (12 ♀ / 6 ♂), 18-30 år.</p>	<p>ICC_{2,1} 90°/120°: IR dominant (0,78/0,77), ikke-dominant (0,75/0,83). UR: dominant (0,86/0,83), ikke-dominant (0,78/0,83).</p>
Plotnikoff & MacIntyre. 2002	<p><i>Apparat:</i> KinCom <i>Design:</i> Test-retest, 3 testrunder, 2-21 dager i mellom. <i>Tester:</i> 30°/sek. konsentrisk og eksentrisk. <i>Variabler:</i> Average torque. <i>Testprosedyre:</i> IR: 4 submaks., 30sek. pause, 4 maks, 60sek. pause. UR: 2 submaks., 30sek. pause, 4 makstest., 60sek.</p>	<p>Friske. N = 14 (6♂/8♀), 27-35 år.</p>	<p>ICC: <i>Konsentrisk:</i> IR 0,88-0,90, UR: 0,90-0,94. <i>Eksentrisk:</i> IR 0,87-0,91. UR 0,89 - 0,94. SEM_{Nm}: <i>Konsentrisk:</i> IR 2,44-2,86Nm. UR 1,72-2,14Nm. <i>Eksentrisk:</i> IR 3,11-3,73Nm. UR 1,99-2,55.</p>

Meeteren, Roebroek et al. 2002	<p><i>Apparat:</i> Biodex® (Multi joint system 2) <i>Design:</i> test-retest, 2 uker i mellom. <i>Tester:</i> konsentrisk 60°-og 180°/sek. <i>Variabler:</i> PT <i>Testprosedyre:</i> Test hastighet/rep. = IR/UR (60°/ sek x 5 og 180°/sek x 10).</p>	<p>Friske, N = 20 (10 ♂/10 ♀) Asymmetrisk gruppe: n= 10, 22-54 år. Symmetrisk gruppe: n = 10, 21-57 år.</p>	<p>ICC: IR (0,81-0,92), UR (0,74-0,87). SEM%: IR (8-13%), UR (9-13%). SDD%: IR (25-39%), UR (28-39%).</p>
Edouard, Degache et al. 2013	<p><i>Apparat:</i> Biodex® dynamometer system 3 (Biodex Corp, Shirley, NY), <i>Design:</i> test-retest, 7 dager i mellom. <i>Tester:</i> konsentrisk 60°-og 120°/sek, og eksentrisk 30°/sek. <i>Variabler:</i> PT og ratio (IR/UR). <i>Testposisjon:</i> sittende 45° ABd. Skulder i scapulas plan. <i>ROM:</i> 70° (30° IR til 40° UR). <i>Testprosedyre:</i> oppv. 6 min. håndergometer. 3 submaks., 5 maks rep. 2min pause mellom hastigheter.</p>	<p>Friske, n = 46 (22 ♀ / 24 ♂), alder 38 ± 13 år.</p>	<p>ICC_{2,1}: PT (0,87-0,97), ratio lav til moderat (0,25-0,81). SEM%: PT (7,7-15,5%), ratio (9,1-25,6%), MDC%: PT (21,3-40,2%), ratio (25,2-71%).</p>

<p>Habets, Staal et al. 2018</p>	<p><i>Apparat:</i> 2 stk. Humac NORM (CSMi, Staughton, MA).</p> <p><i>Design:</i> Intramaskin (test-retest), 1-2 uker i mellom.</p> <p><i>Variabler:</i> PT</p> <p><i>Tester:</i> Konsentrisk 60°-og 180°/sek og eksentrisk 60°-og 120°/sek.</p> <p><i>Testposisjon:</i> supine, 90° ABd. skulder, 90° Fl. albue. <i>ROM:</i> 130° (50° IR - 80° UR).</p> <p><i>Testprosedyre:</i> Oppv. 5min, 3 submaks. + 2 maks for tilvenning. 30sek pause mellom tilvenning og test, 2 min pause mellom hver test.</p>	<p>Friske. N = 54 (♀ = 50%), alder 18-55 år, frafall n = 6 (gjennomførte ikke retest).</p> <p>* Signifikant forskjell mellom test-retest for eksentrisk UR 60°/sek (p <0,001).</p>	<p><u>Konsentrisk 60°:</u> IR (hø/ve): ICC_{2,1} 0,935/0,924, SEM_{Nm} 2,7/2,7, SEM% 9,5/9,8, MDC_{Nm} 7,5/7,5. UR (hø/ve) ICC_{2,1} 0,898/0,934, SEM_{Nm} 2,4/1,9, SEM% 8,6/6,9, MDC_{Nm} 6,7/5,3.</p> <p><u>Konsentrisk 180°</u> IR (hø/ve): ICC_{2,1} 0,878/0,944, SEM_{Nm} 3,7/2,4, SEM% 14,4/9,8, MDC_{Nm} 10,3/6,7. UR (hø/ve): ICC_{2,1} 0,813/0,935, SEM_{Nm} 3,0/1,8, SEM% 12,1/7,3, MDC_{Nm} 8,3/5,0.</p> <p><u>Eksentrisk 60°</u> UR (hø/ve): ICC_{2,1} 0,783/0,905, SEM_{Nm} 4,3/3,1, SEM% 11,8/8,6, MDC_{Nm} 11,9/8,6.</p> <p><u>Eksentrisk 120°:</u> UR (hø/ve): ICC_{2,1} 0,722/0,797, SEM_{Nm} 4,6/3,9, SEM% 13,0/11,2, MDC_{Nm} 12,8/10,8.</p>
----------------------------------	---	---	---

PT = peak torque, *Tw* = total work, *AVG* = average, *Nm* = newton meter, *Oppv.* = oppvarming, *min.* = minutt, *sek.* = sekund, *Abd.* = abduksjon, *Fl.* = fleksjon, *rep.* = repetisjon, *ROM* = range of motion, *UR* = utadrotasjon, *IR* = innadrotasjon, *submaks.* = submaksimalt, *maks.* = maksimalt, *SEM_{Nm}* = standard error of measurement i newton meter, *SEM%* = standard error of measurement i %, *SDD%* = smallest detectable change i %, *MDC_{Nm}* = minimal detectable change i Nm, *MDC%* = minimal detectable change i %, *ICC* = interklasse korrelasjonskoeffisient, *supine* = ryggliggende.

3. Metode

3.1 Studiedesign

Det ble gjennomført en interrater- og test-retest (intrarater) reliabilitetsstudie for isokinetisk dynamometer. Tester for GH IR- og UR- styrke ble utført med Humac NORM isokinetisk dynamometer (CSMi, Staughton, MA). De isokinetiske testene (konsentrisk og eksentrisk test ved 60°/sek og konsentrisk test ved 300°/sek) ble utført ved Norges Idrettshøyskole (NIH) tre ganger, fordelt på to testdager med en ukes mellomrom.

Det samme utvalget deltok i en parallell reliabilitetsstudie på intrarater reliabiliteten for isometrisk styrketest av GH IR- og UR muskulatur med håndholdt dynamometer (HHD) og bevegelsestesting av GH – IR og UR med et håndholdt digitalt goniometer (HDG). Av logistiske grunner ble testene for begge reliabilitetsstudiene utført på samme dager. Metodiske fellesnevnerne for de parallelle reliabilitetsstudiene er *bakgrunn for deltakere, rekrutteringsstrategier, inklusjons- og eksklusjonskriterier, randomisering og utvalg.*

3.2 Utvalg

3.2.1 Karakteristikk av utvalget

Det var totalt 16 påmeldte håndballspillere. Før datainnsamlingen trakk to deltakere seg. For å oppnå 15 deltakere fikk vi vervet en håndballspillende student ved NIH. Utvalget deltok på 3 isokinetiske testrunder fordelt på to oppmøter. Testbatteriet ble utført 2 ganger første dag ($t1/t2$) og en gang andre dag ($t3$). I gjennomsnitt ble deltakerne testet med $7,1 \pm 0,3$ dagers mellomrom. Det var 13 høyredominante og 2 venstredominante. Deltakerne var i gjennomsnitt $17,4 \pm 1,3$ år gamle. Gjennomsnitt \pm SD for antropometriske data er presentert i tabell 2.

Tabell 2: Antropometriske data for deltakerne i reliabilitetsstudien, gjennomsnitt \pm SD.

Antropometriske data for deltakerne i reliabilitetsstudien	
	Gjennomsnitt \pm SD
Alder (år)	17,4 \pm 1,3
Gutter/Jenter	9 / 6
Høyde (cm)	181 \pm 9,2
Vekt (kg)	77,4 \pm 11,8
KMI (kg/m ²)	23,7 \pm 3,1
Kastarm (høyre/venstre)	Hø: 13 / Ve: 2

KMI = kroppsmasseindeks, hø = høyre, ve = venstre.

3.2.2 Bakgrunn for valg av deltakere

Reliabilitetsstudien ble gjennomført som en pilotstudie tilknyttet doktorgraden til Hilde Fredriksen ved NIH. Doktorgraden består av fem delprosjekter:

1. Oversette og validere kulturell tilpasning av spørreskjemaet «Kerlan-Jobe Orthopaedic Clinic» (KJOC) på norsk, og vurdere reproduserbarheten av spørreskjemaet.
2. Undersøke effekten av «Oslo Sports Trauma Research Center» (OSTRC) forebyggingsprogram for skulderskader i håndball på viktige kandidatriskofaktorer, som utadrotasjonsstyrke og rotasjonsbevegelse i skulder.
3. Sammenligne isokinetisk og isometrisk håndholdt dynamometer (HHD) som måleapparat for rotasjonsstyrke blant håndballspillere på ungdomsnivå.
4. Utvikle et komprimert forebyggende program med øvelser for målrettede risikofaktorer for skulderskader i håndball for å forbedre overholdelse av programmet.
5. Undersøke effekten av det nye, komprimerte forebyggingsprogrammet for skulderskader i håndball på utadrotasjonsstyrke og rotasjonsbevegelse i skulder.

Målemetodene for rotasjonsstyrke i skulderen vil benyttes videre i delprosjekt 2 og 5. Under rekruttering til delprosjekt 2 i hovedstudien ble håndballag med etablerte rutiner for skulderforebyggende trening ekskludert. De ekskluderte håndballagene ble spurt om å delta i reliabilitetsstudien (delprosjekt 3). På denne måten sikret vi oss at utvalgene i de to uavhengige delprosjektene var representative.

3.2.3 Rekrutteringsstrategier

Vi kontaktet ekskluderte håndballag fra hovedstudien via telefon og e-post med forespørsel om deltakelse i reliabilitetsstudien. Positive respondenter ble tilsendt den første informasjonen om reliabilitetsstudien. Informasjonen ble videreformidlet av lagenes trenere til håndballspillerne. De som ønsket å delta ble vurdert som kandidater ut fra forhåndsbestemte inklusjons – og eksklusjonskriterier. Til sammen 16 kandidater fordelt på fire håndballag ble innkalt til isokinetisk styrketest av GH-rotasjonsstyrke ved NIH.

3.2.4 Inklusjons – og eksklusjonskriterier

Inklusjonskriterier:

- Alder mellom 15-18 år.
- Spiller håndball regelmessig.
- Bosted i Oslo-Akershus med nærhet til testlokaler på NIH.

Eksklusjonskriterier:

- Muskel/-skjelettskade i skulder siste 6 måneder.
- Nåværende skuldersmerter som hindrer spiller å utføre kastbevegelse.
- Tidligere erfaring fra isokinetisk testing av innad- og utadrotasjonsstyrke i skulderen.

3.3 Testere

De isokinetiske styrketestene ble utført av to fysioterapeuter (IHK og YGH). Begge er studenter på 2017/2019 kullet i master idrettsfysioterapi ved NIH. Opplæring i bruk av HUMAC foregikk på «styrkelaben» i regi av Bjarne Rud ved *Seksjon for fysisk prestasjonsevne* på NIH. Testerne hadde til sammen 10 timer booking av «styrkelaben» for øving og samkjøring før datainnsamlingen. For at testerne skulle erfare hva testingen gikk ut på ble øvingen utført på hverandre i tillegg til øving på medstudenter. De to utarbeidet testprotokollen sammen med Hilde Fredriksen for å sikre god samkjøring. Testprotokollen ble til slutt godkjent av veileder Grethe Myklebust.

3.4 Prosedyrer

En skjematisk fremvisning av prosedyreinnhold er lagt som bilag (vedlegg 1). En nærmere beskrivelse av prosedyren følger under.

3.4.1 Forberedelse av testrigg

Først ble prosedyre for klargjøring av testriggen gjennomført. Datamaskinen ble startet opp og programvaren til dynamometeret åpnet (HUMAC 2009.v.10.000.26). Dynamometerhodet ble kalibrert med dynamometerhodets arm orientert nedover. Etter kalibreringen ble dynamometerarmen dratt opp «med klokken». Testriggens dynamometerhode og stol ble innstilt etter brukermanualen (Computer Sports Medicine Inc., 2006). Dynamometerhodets høyde ble justert til trinn 5 og rotert 37° mot testside (høyre/venstre). Stolen ble lagt flat til benk. Benkens rotasjon var 37° med testskulder mot dynamometerhodet. Benkens forover/bakover justering ble satt til «15» og sideveis justering (monorail) til «57». Tilleggsutstyr for test av skulder ble påmontert. Av tilleggsutstyr, benyttet vi forlengerarm med håndtak, albuestøtte og et borrelåsbånd. Når testriggen var klargjort ble en gjennomkjøring av testene utført for å se at programvaren og dynamometeret fungerte som normalt.

3.4.2 Forberedelse av deltakerne

Deltakerne fikk en kort innføring i isokinetisk styrketest, hva som skulle testes, antall tester og hvilken styrkevariabel vi brukte. Deltakere fikk også en kort innføring i hva begrepene konsentrisk og eksentrisk muskelarbeid innebærer.

Alle deltakerne gjennomførte et oppvarmingsprogram for skuldrene. Det var planlagt å benytte håndergometersykel stasjonert på «styrkelaben» til oppvarming. Denne var defekt i tidsrommet testingen ble utført. Et standardisert oppvarmingsprogram ble benyttet i stedet (vedlegg 2). Oppvarmingsøvelsene bestod av skulderfleksjon, skulderabduksjon, sirkelbevegelser («med klokken») med utgangsstilling 90° skulderabduksjon, og push-up inntil benk. Alle øvelsene ble utført med 10 repetisjoner.

Deltakerne ble først posisjonert i forhold til dynamometerhodet. De ble bedt om å innta ryggliggende posisjon med hodet hvilende på en pute og fotsålene hvilende på benken med bøy i hofte og knær. Benken ble deretter justert fremover/bakover og sideveis for å orientere

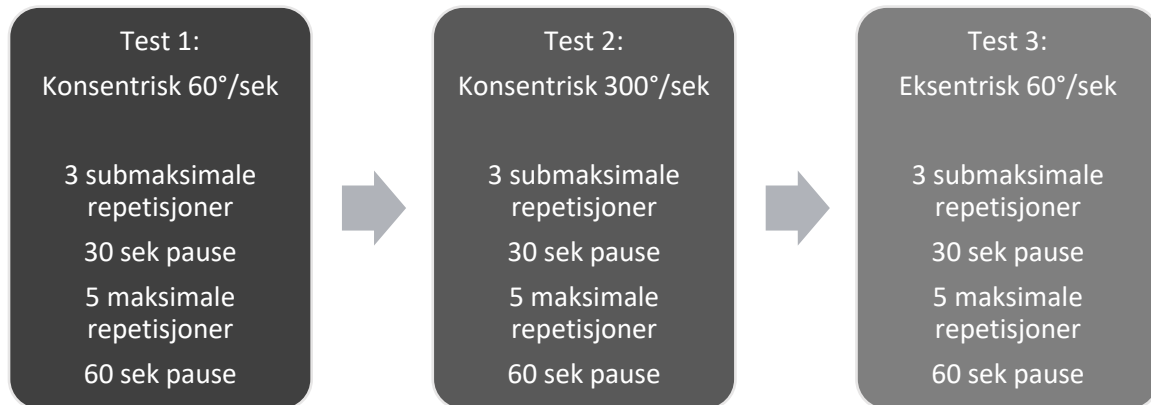
skulderen mot dynamometerhodet. Albuen ble lagt i albuestøtten med skulderen i 90° abduksjon og albuen i 90° fleksjon. Et kritisk punkt ved testprotokollen er at overarmsbenet står vinkelrett i forhold til dynamometerhodets rotasjonsakse (Dvir, 2014). Forlengerarmen med håndtak ble tilpasset lengden på underarmen, og håndleddet posisjonert i nøytralstilling. Deretter ble forsøkspersonen festet til benken med testriggens fastmonterte 4-punktssele. Selen fikserte overkropp og bekken til benken for å redusere/unngå medbevegelse under selve testen. Helt til slutt ble et borrelåsbånd festet fra albuestøtten rundt underarmen proksimalt for å sikre god posisjonen i albuestøtten.

3.4.3 Testprosedyre

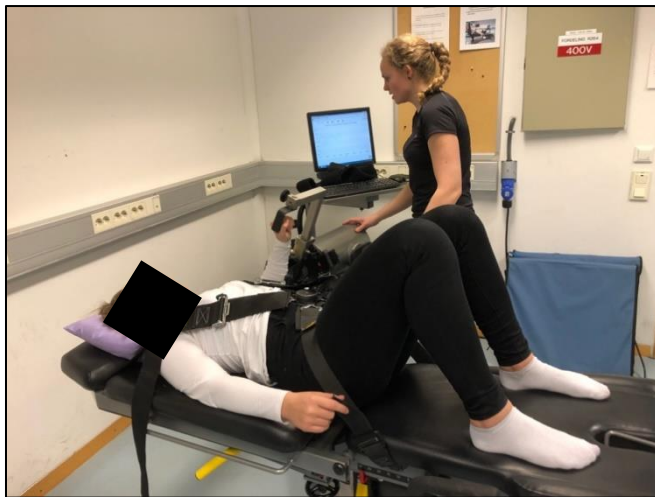
Selve testprosedyren bestod først av å velge testen «*shoulder internal/external rotation in 90 degrees of abduction*» og testprotokoll (konsentrisk 60°/sek, konsentrisk 300°/sek og eksentrisk 60°/sek) fra dynamometerets programvare (HUMAC 2009.v.10.000.29).

Dynamometerhodets bevegelsesutslag ble satt til 80° UR og 40° IR (total ROM 120°) og sikkerhetsklossene sikret i riktig stilling. Det isokinetiske dynamometeret tester IR og UR muskulaturen vekselvis fra 80°_{UR} - 40°_{IR} og 40°_{IR} - 80°_{UR}. Forsøkspersonen ble instruert i å bevege dynamometerarmen i det bestemte bevegelsesutslaget og varsle ved smerter.

Figur 1 viser flytskjema for de isokinetiske styrketestene. For hver av testene fikk deltakerne 3 submaksimale prøveforsøk med påfølgende 30 sekunder pause før 5 maksimale repetisjoner ble gjennomført. Mellom hver test var det 60 sekunder pause. Hensikten med prøveforsøkene var å tilvenne seg de individuelle testenenes muskelarbeid og hastighet. På de tellende maksimalforsøkene fikk de beskjed om å fullføre bevegelsesutslaget og «ta i maks» i begge retninger (IR/UR). Under testen stod testerne (IHK/YGH) på samme side som testskulder. Dataskjermen var dreid bort fra deltakernes synsfelt for å unngå visuell feedback. Verbale føringer fra testerne var å motivere deltakerne til å «ta i maks», informere om testens start, telle repetisjoner og si fra når testen var over. Når testbatteriet var utført på «startskulderen» ble den samme testprosedyren gjennomført på den andre skulderen.



Figur 1: Flytskjema for de isokinetiske styrketestene.



Figur 2: Isokinetisk styrketest for innad- og utadrotasjonsstyrke i skulder målt med Humac NORM 2009 (CSMi, Staughton, MA).

3.5 Randomisering

Den første uken kom deltakerne i par. Hvert par trakk lodd om hvem som skulle testes først. Første deltaker i uke 1 trakk lodd for hvilken skulder vi testet først (*startskulder*). Neste deltakers *startskulder* ble forrige deltakers *sluttskulder*. Denne rekkefølgen ble fulgt resten av uken. Metoden ble valgt for å effektivisere testingen. Den andre uken kom deltakerne fortløpende i samme rekkefølge som i uke 1. *Startskulder* var også den samme som uken før. Testbatteriet ble kun utført én gang i uke 2.

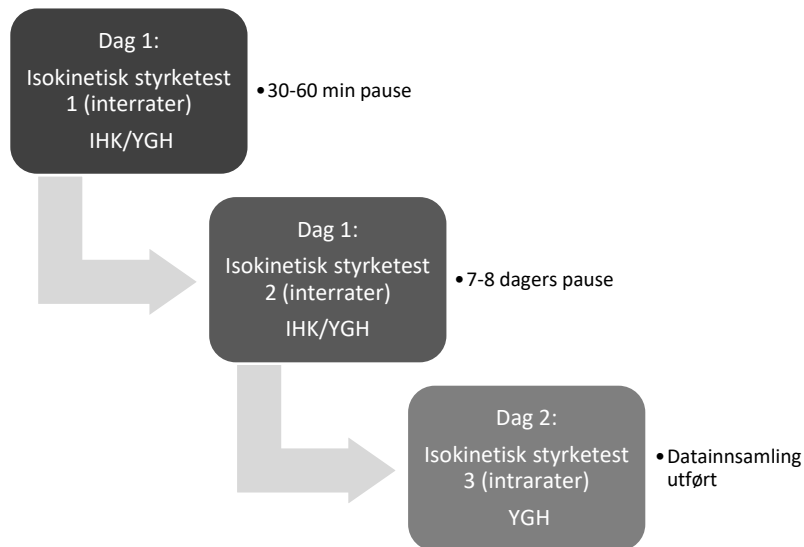
3.6 Datainnsamling

Datainnsamlingen foregikk i lokalene til *Seksjon for fysisk prestasjonsevne* på «styrkelaben». Deltakerne gjennomførte testbatteriet 3 ganger, fordelt på 2 dager med 1 ukes mellomrom. På første dag ble det samlet inn samtykkeerklæring og antropometrisk data i forkant av den isokinetiske testingen. Testerne fungerte som testmedhjelpere for hverandre under registrering av antropometriske data. Høyde og vekt ble målt av testmedhjelper på digital vekt og høydemåler inne på «styrkelaben», og plottet direkte inn på deltakerens test-id på HUMAC's programvare (HUMAC 2009 v.10.000.26). Testmedhjelper forlot rommet før deltakeren gjennomførte testbatteriet. *Figur 3* viser de individuelle testenenes navn.

Konsentrisk test 60°/sek	Konsentrisk test 300°/sek	Eksentrisk test 60°/sek
<ul style="list-style-type: none">• K60IRHØ• K60URHØ• K60IRVE• K60URVE	<ul style="list-style-type: none">• K300IRHØ• K300URHØ• K300IRVE• K300URVE	<ul style="list-style-type: none">• E60IRHØ• E60URHØ• E60IRVE• E60URVE

Figur 3: De individuelle isokinetiske styrketestene med forkortelser: *K* = konsentrisk, *E* = eksentrisk, *60* = 60°/sek, *300* = 300°/sek, *IR* = styrketest innadrotasjon, *UR* = styrketest utadrotasjon, *HØ* = høyre skulder, *VE* = venstre skulder.

Figur 4 viser flytskjema for datainnsamlingen. Data for interater reliabiliteten ble innhentet av testerne (IHK og YGH) på deltakernes første dag. Data for intrarater reliabiliteten er basert på test-retestene YGH utførte på de to ulike dagene. Hver testrunde tok 20-30 minutter. Første dag (interrater) hadde deltakerne 30-60 minutters pause mellom de to restrundene (*t1* og *t2*). Andre dag gjennomførte deltakerne kun én testrunde (*t3*). Fjorten av 15 deltakere ble testet med 7 dagers mellomrom og én deltaker med 8 dagers mellomrom. Testingen ble utført på samme tidspunkt på døgnet. Deltakerne ble oppfordret til å unngå tung styrketrening på overkropp dagen før eller samme dag som testing var avtalt.



Figur 4: Flytskjema for datainnsamlingen over tre testrunder for to testere (IHK/YGH).

3.6.1 Målevariabler

Resultatene fra de isokinetiske styrketestene er oppgitt i *newtonmeter* (Nm) for kraftvariablene *peak torque* (PT) og *average peak torque* (AvgPT). PT representerer beste score av de fem repetisjoner, mens AvgPT er gjennomsnittscore av fem repetisjoner. *Limb symmetry index* (LSI%) ble regnet ut og presentert for å illustrere forholdet mellom høyre og venstre skuldres rotasjonsstyrke for de individuelle rotasjonsbevegelsene (IR/UR).

3.7 Databehandling

Testresultatene ble fortløpende lagret på datamaskinen stasjonert på «styrkelaben» ved NIH. Adgang til «styrkelaben» krever personlig adgangskort med tillatelse for å komme inn på både *Seksjon for fysisk prestasjonsevne* og inn til «styrkelaben». På slutten av hver test dag ble det gjort manuell sikkerhetskopiering til en spesialdesignet database ved NIH.

Testrapporter for hver enkelt deltaker ble eksportert fra programvaren til ekstern minnepinne som prosjektansvarlig oppbevarte på en sikret lokalisasjon. Ingen testresultater ble skrevet ut i papirform. Resultatene ble deretter lagt inn Excel-ark og overført til SPSS (versjon 25) for statistiske analyser.

3.7.1 Dataanalyse og statistiske metoder

De statistiske analysene ble utført i Microsoft Excel 2016 og SPSS (Versjon 25).

Antropometriske data (alder, kjønn, høyde, vekt, kroppsmasseindeks) ble beskrevet i deskriptiv statistikk og oppgitt som gjennomsnitt \pm SD. Shapiro-Wilk test ble benyttet for å undersøke normalfordelingen til dataene, hvor $p > 0,05$ indikerer at dataene er normalfordelt. Det kan være utfordrende å oppnå normalfordelte data på utvalgsstørrelser under $n=25$ (Krithikadatta, 2014), hvilket vi erfarte på 3 av 36 tester ($p < 0,05$). Dette gjaldt E60URHØ for tester YGH første dag basert på PT variabelen, og K300URVE for tester YGH begge dager basert på AvgPT variabelen. Spredningen i dataene ble undersøkt ved å se på histogrammene i SPSS. Spredningen så ut til å skyldes få deltakere og styrkeforskjeller mellom kjønnene. I samråd med statistiker på NIH ble det valgt å gå frem med parametriske tester.

Deltakernes individuelle måleresultater ble hentet direkte fra testrapporten på dynamometerets programvare (HUMAC 2009 v.10.000.26) og plottet for statistiske analyser. Resultatene fra den isokinetiske testingen er i tabellene oppgitt i Nm som gjennomsnittresultat \pm SD. Det ble også kalkulert en skulderymmetri-index i prosent (LSI%) som er oppgitt i gjennomsnitt \pm SD.

Ligning 1: Utregning av LSI%

$$LSI (\%) = \frac{\text{høyre}}{\text{venstre}} \times 100$$

Eventuelle signifikante forskjeller mellom høyre og venstre skulder, og mellom målingene til de to testerne (interrater) og test dagene (intrarater) ble undersøkt med en *parret t-test*. Fra de *parrede t-testene* hentet vi ut og oppga gjennomsnittsdifferansen (\bar{d}) med tilhørende 95% KI, hvilket representerer de systematiske målefeilene (Atkinson & Nevill, 1998). En *uavhengig t-test* undersøkte forskjeller mellom kjønnene. Signifikansnivået til *t-testene* var satt til $p < 0,05$.

Relativ reliabilitet ble uttrykt med ICC. En *toveis tilfeldig variansanalysemodell* (ANOVA) ble benyttet for interrater (ICC_{2,1}) og en *toveis blandet variansanalysemodell* ble brukt for intrarater (ICC_{3,1}) (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014). For å ta hensyn til både systematiske og tilfeldige målefeil ble «*agreement*» brukt for alle ICC'er (Weir, 2005). ICC_{2,1/3,1} er basert på styrkevariabelen *PT* som er en enkeltverdi. ICC_{2,k/3,k} er basert på

styrkevariabelen AvgPT som er en gjennomsnittsverdi. ICC ble oppgitt med tilhørende 95% KI. Avgrensningene for tolkning av ICC verdiene ble satt til < 0,5 (svak reliabilitet), 0,5-0,75 (moderat reliabilitet), 0,75-0,90 (god reliabilitet) og > 0,90 (høy reliabilitet) (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014).

Presisjonen til målingene ble uttrykt som mål på absolutt reliabilitet. Dette ble estimert med SEM/SEM%, ME/CV_{ME} og LOA. Den vanligste metoden for å estimere målefeilene statistisk er SEM/SEM% og LOA. ME estimatet var nesten likt SEM, og CV_{ME} var nesten likt SEM%. De ulike estimatene er derimot ikke direkte sammenlignbare. Det ble valgt å prioritere SEM/SEM% og LOA i resultattabellene. En SEM på < 10% ble sett på som akseptabel. For estimatene til ME/CV_{ME} henvises leseren til vedlegg 3.

Ligning 2: Utregning av SEM

$$SEM = SD * (\sqrt{1 - ICC})$$

Ligning 3: Utregning av SEM%

$$SEM\% = \left(\frac{SEM}{\bar{X}}\right) * 100$$

ME gjenspeiler variasjonen til differansen mellom målingene. ME er et uttrykk for standarddeviasjonen, og bør tolkes i forhold til størrelsen på gjennomsnittsdifferansen (Portney & Watkins, 2014). ME ble konvertert til et prosenttall (CV_{ME}) ved hjelp av variasjonskoeffisienten (CV) fra ligningen:

Ligning 4: Utregning av ME

$$ME = \frac{SD_d}{\sqrt{2}}$$

Ligning 5: Utregning av CV_{ME}

$$CV_{ME} = \left(\frac{2ME}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2}\right) * 100$$

LOA ble fremstilt i Bland-Altman plott sammen med \bar{d} mellom testerne (interrater) og test-retest (intrarater) mot de individuelle gjennomsnittene for hvert sett av målinger (Bland & Altman, 1986). Plottene ble undersøkt for heteroskedastisitet. Heteroskedastisitet er et fenomen hvor differansen (y-aksen) mellom testere eller repeterte målinger blir større eller mindre proporsjonalt med gjennomsnittsverdien (x-aksen) til målingene (Brehm, Scholtes, Dallmeijer, Twisk, & Harlaar, 2012; Hazra & Gogtay, 2016). For å undersøke dette ble en korrelasjonsanalyse (Pearson's r) av \bar{d} og gjennomsnittet av målingene utført. En signifikant r -verdi ($\beta_{\text{sig}} < 0,05$) indikerer at dataene er heteroskedastiske (Lund et al., 2005).

Ligning 6: Utregning av LOA

$$LOA = \bar{d} \pm (1,96 \times SD)$$

Responsiviteten til de isokinetiske styrketestene, estimert som *minste reelle endring* (MDC), ble regnet ut for de repeterte målingene (Beaton et al., 2001). Vi har valgt å estimere MDC for å beregne minste reelle endring for håndballspillerne i delprosjekt 2 og 5. MDC blir vanligvis estimert med 90% ($Z = 1,65$) eller 95% ($Z = 1,96$) KI (Portney & Watkins, 2014). Vi beregnet MDC med 95% KI (Habets et al., 2018). På lik linje med SEM/SEM% vil MDC sees i forhold til gjennomsnittsmålingene som prosenttall (MDC%) (Holt et al., 2016).

Ligning 7: Utregning av MDC

$$MDC = 1,96 * SEM * \sqrt{2}$$

Ligning 8: Utregning av MDC%

$$MDC\% = \left(\frac{MDC}{\bar{X}} \right) * 100$$

3.8 Etikk

Studien ble godkjent av Regional etisk komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst) (ref.2018/412/REK sør-øst B) (vedlegg 4 og vedlegg 5). Studien ble utført etter de etiske retningslinjene gitt ved Helseforskningsloven hvor tre sentrale prinsipper er *informert samtykke, frivillighet* og *minimal risiko* for forsøkspersonene. Informert samtykke ble innhentet skriftlig på første dag (vedlegg 6). Deltakere < 16 år hadde med en forelder/foresatt for å signere samtykkeerklæringen (Helseforskningsloven § 17, 2008). Alle innsamlede data ble aidentifisert og behandlet konfidensielt. Alle testere og forskere som benyttet dataene var underlagt taushetsplikt. Dataene ble slettet etter at de statistiske analysene var utført.

Testingen ble utført av to fysioterapeuter (YGH og IHK), begge med klinisk arbeidserfaring med barn og ungdom. Isokinetisk testing er en uvant belastning for muskulatur og sener. Om deltakerne opplevde ubehag eller smerter, ble dette registrert og tatt hensyn til. For at deltakerne skulle ha utbytte av deltakelsen, så fikk de informasjon om testresultatene sine på slutten av andre dag.

4. Resultater

4.1 Datainnsamlingen

Første uken i pilotstudien fikk vi fullstendige data for alle deltakere på begge skuldre. I uke to hvor re-testene ble utført fikk vi bare fullstendige data på høyre skulder, fordi en av deltakerne fikk smerter i venstre skulder ved E60 test. Denne deltakeren ble ekskludert fra test-retest analysene for E60 testen.

4.2 Deskriptive data for målemetoden isokinetisk dynamometer

Normalfordelingen til dataene ble undersøkt. For PT variabelen var 1 av 36 ikke-normalfordelt (E60URHØ dag 1 for YGH), og for AvgPT variabelen var 2 av 36 ikke-normalfordelt (K300URVE begge dager for YGH). I samråd med statistiker ble parametriske tester likevel utført på alt datamaterialet, da disse er robuste for avvik fra normalfordelingen. Det var signifikant forskjell (*) i styrke mellom gutter og jenter for 32/36 tester for begge styrkevariabler (PT: $p = <0,01 - p = 0,047$, AvgPT: $p = <0,01 - 0,03$) (vedlegg 7). Det var ingen sideforskjell i styrke for skuldrene basert på PT (vedlegg 7).

4.2.1 Interrater

I *tabell 3* er de isokinetiske styrketestene fra første dag (tester IHK og YGH) presentert for styrkevariabelen PT. Verdiene for styrkevariabelen AvgPT finnes som bilag (vedlegg 8). Det ble funnet forskjell mellom testerne for K300 URVE for både PT variabelen ($p = 0,047$ (95% KI -2,5; - 0,02)) og AvgPT variabelen ($p = 0,015$ (95% KI - 1,9; - 0,2)). Resultatene viste ingen forskjeller for K60 og E60 testene ($p = 0,09$ (95% KI - 6,8; 0,6) – $p = 1,0$ (95% KI - 1,4; 1,4)). Det var en tendens til høyere måleresultat for YGH ved 3 av 4 K300 tester ($\bar{d} = -1,3$ til $-1,5\text{Nm}$). LSI% varierte fra $101,7 \pm 14,3\%$ til $112,7 \pm 23\%$ for PT og $101,2 \pm 19,5$ til $111,6 \pm 23,5\%$ for AvgPT.

Tabell 3: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene med hensyn til intrarater reliabilitet.

TEST	Dag 1			
K60°/s	Tester IHK (t1)	Tester YGH (t2)	\bar{d} (95% KI)	p
IRHØ	27,6 \pm 10,5	28,1 \pm 10,7	-0,5 (-3,0; 2,1)	0,698
IRVE	26,0 \pm 10,6	25,8 \pm 8,8	0,2 (-2,2; 2,6)	0,858
LSI (%)	108,5 \pm 15,7	109,3 \pm 18,2	-0,7 (-8,5; 7,2)	0,856
URHØ	27,5 \pm 7,3	27,3 \pm 7,8	0,1 (-1,3; 1,6)	0,849
URVE	26,8 \pm 7,66	26,8 \pm 7,65	0,0 (-1,4; 1,4)	1
LSI (%)	104,2 \pm 16,8	103,8 \pm 17,8	-0,4 (-6,4; 7,3)	0,890
K300°/s	Tester IHK (t1)	Tester YGH (t2)	\bar{d} (95%KI)	p
IRHØ	22,7 \pm 7,9	24,2 \pm 6,8	-1,5 (-4,1; 1,1)	0,225
IRVE	22,4 \pm 7,0	24,0 \pm 6,4	-1,6 (-3,9; 0,7)	0,160
LSI (%)	104,8 \pm 29,4	101,7 \pm 14,3	3,1 (-12,7; 18,9)	0,682
URHØ	20,4 \pm 5,9	20,3 \pm 5,3	0,7 (-1,3; 1,4)	0,917
URVE	18,5 \pm 5,6	19,7 \pm 6,2	-1,3 (-2,5; -0,02)	0,047*
LSI (%)	112,7 \pm 23	105,9 \pm 18,5	6,8 (-0,6; 14,2)	0,069
E60°/s	Tester IHK (t1)	Tester YGH (t2)	\bar{d} (95%KI)	p
IRHØ	33,9 \pm 16,4	37,0 \pm 14,4	-3,1 (-6,8; 0,6)	0,09
IRVE	33,5 \pm 13,7	34,4 \pm 7,7	-0,9 (-5,2; 3,3)	0,643
LSI (%)	101,8 \pm 19,5	106,2 \pm 14,3	-4,4 (-15,6; 6,8)	0,416
URHØ	33,1 \pm 9,8	34,0 \pm 10,5	-0,9 (-4,2; 2,3)	0,546
URVE	33,0 \pm 11,1	33,1 \pm 9,3	-0,1 (-3,6; 3,4)	0,937
LSI (%)	103,5 \pm 20,6	103,5 \pm 15,6	0,0 (-7,9; 7,9)	1,0

* $p < 0,05$, K = konsentrisk, E = eksentrisk, °/s = grader per sekund, Nm = Newton meter, PT = peak torque, IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre skulder, VE = venstre skulder, LSI = høyre/venstre skulder \times 100.

4.2.2 Intrarater

I tabell 4 er resultatene fra isokinetiske styrketestene for tester YGH presentert for PT variabelen ($t2$ og $t3$). Verdiene for styrkevariablene AvgPT finnes som bilag (vedlegg 8). Målingene til YGH var generelt lavere ved $t3$ for K60 ($t2 \div t3 = 0,0 - 1,0$ Nm) og E60 ($t2 \div t3 = 0,5 - 2,7$ Nm) testene, mens K300 testene var høyere ved $t3$ ($t2 \div t3 = -0,3 - 1,3$ Nm). For målingene basert på PT variabelen var det ingen forskjell mellom test-retest ($p = 0,06$ (95% KI - 0,2; 5,6) – $p = 1,0$ (95% KI -1,4; 1,4)). For målingene basert på AvgPT variablene var styrketest E60IRHØ signifikant forskjellig fra $t2$ til $t3$ ($p = 0,024$ (95% KI 0,5 – 5,7)). Det var ingen forskjell for de resterende testene ($p = 0,13$ (95% KI - 0,5; 3,9) – $p = 1,0$ (95% KI - 2,8; 2,8)). Det var heller ingen forskjell for LSI% som varierte med $99,9 \pm 12,8\%$ til $110,0 \pm 19,0\%$ for PT og $102,3 \pm 12,2\%$ til $112,3 \pm 17,1\%$ for AvgPT.

Tabell 4: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene med hensyn til intrarater reliabilitet.

TEST	Tester YGH			
	Dag 1 (t2)	Dag 2 (t3)	\bar{d} (95%KI)	p
K60°/s				
IRHØ	28,1 \pm 10,7	27,1 \pm 9,4	1,0 (-1,5; 3,5)	0,404
IRVE	25,8 \pm 8,8	25,0 \pm 8,3	0,8 (-1,6; 3,2)	0,494
LSI (%)	109,3 \pm 18,2	110,0 \pm 19,0	-0,7 (-10,8; 9,3)	0,878
URHØ	27,3 \pm 7,8	26,9 \pm 6,7	0,4 (-1,6; 2,4)	0,672
URVE	26,8 \pm 7,6	26,8 \pm 7,8	0,0 (-1,4; 1,4)	1
LSI (%)	103,8 \pm 17,8	102,1 \pm 9,2	1,7 (-6,8; 10,2)	0,671
K300°/s				
IRHØ	24,2 \pm 6,8	25,4 \pm 6,8	-1,2 (-3,4; 1,0)	0,257
IRVE	24,0 \pm 6,4	25,3 \pm 6,1	-1,3 (-4,1; 1,5)	0,32
LSI (%)	101,7 \pm 14,3	100,7 \pm 10,5	1,0 (-5,4; 7,4)	0,739
URHØ	20,3 \pm 5,3	21,1 \pm 5,3	-0,8 (-2,0; 0,4)	0,183
URVE	19,7 \pm 6,2	20,1 \pm 6,2	-0,3 (-1,6; 0,9)	0,576
LSI (%)	105,9 \pm 18,5	107,6 \pm 12,9	-1,7 (-10,1; 6,8)	0,678
E60°/s				
IRHØ	37,0 \pm 14,4	34,3 \pm 12,1	2,7 (-0,2; 5,6)	0,062
IRVE	34,6 \pm 11,1	34,1 \pm 10,0	0,5 (-1,5; 2,5)	0,598
LSI (%)	107,3 \pm 14,1	100,4 \pm 13,5	7,0 (-0,5; 14,3)	0,063
URHØ	34,0 \pm 10,5	32,3 \pm 9,1	1,7 (-1,3; 4,7)	0,255
URVE	33,4 \pm 9,6	32,8 \pm 8,9	0,6 (-2,8; 3,9)	0,718
LSI (%)	104,2 \pm 16	99,9 \pm 12,8	4,3 (-5,3; 13,8)	0,350

* $p < 0,05$, K = konsentrisk, E = eksentrisk, °/s = grader per sekund, Nm = Newton meter, PT = peak torque, IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre skulder, VE = venstre skulder, LSI = høyre/venstre skulder \times 100

4.2.3 Oppsummering av deskriptive data

Det ble registrert noe høyere målinger for YGH for interrater målingene ved K300 og E60 testene. For intrarater var målingene på dag 2 (t3) lavere for K60 og E60 testene, og høyere for K300 testene. Signifikante forskjeller ble observert mellom testerne første uken for K300 URVE for begge styrkevariablene, og for E60 IRHØ basert på AvgPT (intrarater). Alle LSI verdiene lå mellom 99,9 - 112,7%.

4.3 Hovedfunn reliabilitet

Her vil hovedfunnene fra reliabilitetsstudien av de isokinetiske styrketestene presenteres. Det er utført reliabilitetsanalyser for alle styrketestene for begge styrkevariablene (PT og AvgPT). På grunn av plassmangel vil kun tabeller for hovedvariabelen PT presenteres i dette kapittelet. Tabeller basert på AvgPT ligger som bilag (vedlegg 9).

4.3.1 Interrater reliabilitet og responsivitet

Interrater reliabiliteten til de ulike isokinetiske styrketestene basert på PT er oppsummert i tabell 5 og vedlegg 9 for AvgPT.

Tabell 5: Relativ og absolutt interrater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene.

	$\bar{X} \pm SD$	ICC _{2,1} (95%KI)	SEM	SEM%	MDC	MDC%	\bar{d} (LOA)
K60°/s							
IRHØ	27,8 ± 10,4	0,91 (0,76-0,97)	3,1	11,0	8,5	30,6	-0,5 (-9,4; 8,5)
IRVE	25,9 ± 9,5	0,91 (0,76-0,97)	2,8	10,9	7,9	30,3	0,2 (-8,1; 8,5)
URHØ	27,4 ± 7,5	0,94 (0,84-0,98)	1,8	6,6	5,0	18,3	0,1 (-5,1; 5,4)
URVE	26,8 ± 7,5	0,95 (0,92-0,99)	1,7	6,3	4,6	17,3	0,0 (-4,9; 4,9)
K300°/s							
IRHØ	23,4 ± 7	0,79 (0,50-0,93)	3,2	13,6	8,8	37,6	-1,5 (-10,7; 7,6)
IRVE	23,2 ± 6,4	0,80 (0,51-0,93)	2,9	12,4	8,0	34,5	-1,6 (-9,8; 6,6)
URHØ	20,4 ± 5,5	0,91 (0,76-0,97)	1,6	8,0	4,5	22,2	0,7 (-4,7; 4,8)
URVE	19,1 ± 5,8	0,91 (0,72-0,97)	1,7	9,1	4,8	25,1	-1,3 (-5,7; 3,1)
E60°/s							
IRHØ	35,4 ± 15,1	0,89 (0,70-0,96)	4,9	13,9	13,6	38,5	-3,1 (-16,2; 9,9)
IRVE	33,9 ± 11,7	0,82 (0,54-0,93)	5,0	14,8	13,9	41,0	-0,9 (-15,9; 14,0)
URHØ	35,5 ± 9,7	0,84 (0,59-0,94)	3,9	10,9	10,8	30,3	-0,9 (-12,4; 10,5)
URVE	33,1 ± 9,7	0,82 (0,54-0,94)	4,1	12,5	11,5	34,7	-0,1 (-12,6; 12,3)

\bar{X} = gjennomsnittsmålingen til testerne, SD = standardavvik, ICC =intraklasse korrelasjonskoeffisient, (2,1) two-way-random, agreement, single measures, KI = konfidensintervall, \bar{d} = systematisk målefeil, SEM (standard error of measurement) = $SD \cdot \sqrt{1-ICC}$, MDC (minste reelle endring) = $1,96 \cdot \sqrt{2} \cdot SEM$, $MDC\%$ = $(MDC/\bar{X}) \cdot 100$, LOA (limits of agreement) = $SD \pm 1,96$.

ICC_{2,1} varierte fra 0,79 (95% KI 0,50-0,93) til 0,95 (95% KI 0,92-0,99), og ICC_{2,k} varierte fra 0,88 (95% KI 0,63-0,96) til 0,98 (95% KI 0,93-0,99). Samlet for alle styrketestene varierte den gjennomsnittlige differansen (\bar{d}) mellom testerne fra - 3,1 til 0,7 Nm for PT og - 1,5 til 0,4 Nm for AvgPT (vedlegg 8). Måleresultatene for testen K300URVE var signifikant forskjellige mellom testerne for begge styrkevariablene (PT: $p = 0,047$, 95% KI - 2,5; - 0,02, AvgPT: $p = 0,015$, 95% KI - 1,5; - 0,2). Dette vises av et KI som ikke krysser null (tabell 5 og vedlegg 8).

Sett samlet for alle testene var målefeilene større for variabelen PT (SEM 1,6 - 5,0Nm) enn for AvgPT (SEM 0,9 - 3,8Nm). SEM% som er målefeilene sett i forhold til de individuelle testenes gjennomsnittsmålinger utgjorde 6,3 - 11,0% for K60 styrketest, 8,0 - 13,6% for K300 styrketest, og 10,9 - 14,8% for E60 styrketest. SEM% var lavere for AvgPT og utgjorde 3,9 - 9,6% for K60 styrketest, 4,8 - 10,3% for K300 styrketest, og 7,5 - 13,1% for E60 styrketest (vedlegg 9). Ratioen for målefeilene mellom IR og UR (SEM_{IR}/SEM_{UR}) var 1,4 - 2,2 for de konsentriske testene og 1,2 - 1,6 for de eksentriske testene, som viser til større forskjeller mellom testernes måleresultat for IR test. MDC/MDC% var størst for hovedvariabelen PT og varierte fra 6,3 - 11,0Nm (17,3 - 30,6%) for K60 styrketest, 4,5 - 8,8Nm (22,2 - 37,6%) for K300 styrketest og 10,8 - 13,9Nm (30,3 - 41,0%) for E60 styrketest.

4.3.2 Intrarater reliabilitet og responsivitet

Intrarater reliabiliteten til de ulike styrketestene basert på PT er oppsummert i tabell 6 og vedlegg 9 for AvgPT.

Tabell 6: Relativ og absolutt intrarater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene.

	$\bar{X} \pm SD$	ICC _{3,1} (95%KI)	SEM	SEM%	MDC	MDC%	\bar{d} (LOA)
K60°/s							
IRHØ	27,6 ± 9,8	0,90 (0,74-0,97)	3,1	11,1	8,5	30,8	1,0 (-7,8; 9,8)
IRVE	25,4 ± 8,3	0,87 (0,66-0,95)	3,0	11,7	8,3	32,5	0,8 (-7,8; 9,4)
URHØ	27,1 ± 7,1	0,89 (0,69-0,96)	2,4	8,9	6,7	24,6	0,4 (-6,6; 7,4)
URVE	26,8 ± 7,6	0,95 (0,85-0,98)	1,7	6,5	4,8	17,9	0,0 (-5,0; 5,0)
K300°/s							
IRHØ	24,8 ± 6,5	0,83 (0,58-0,94)	2,7	10,8	7,5	30,0	-1,2 (-8,9; 6,5)
IRVE	24,7 ± 5,7	0,68 (0,29-0,88)	3,2	13,1	8,9	36,2	-1,3 (-11,2; 8,5)
URHØ	20,7 ± 5,2	0,91 (0,75-0,97)	1,6	7,6	4,4	21,1	-0,8 (-5,1; 3,5)
URVE	19,9 ± 6,1	0,94 (0,82-0,98)	1,5	7,8	4,3	21,5	-0,3 (-4,8; 4,1)
E60°/s							
IRHØ	35,6 ± 13	0,91 (0,73-0,97)	3,9	11,1	10,9	30,7	2,7 (-7,5; 13,0)
IRVE	34,4 ± 10,4	0,95 (0,85-0,98)	2,3	6,8	6,5	18,9	0,5 (-6,3; 7,3)
URHØ	33,2 ± 9,4	0,84 (0,61-0,94)	3,7	11,2	10,3	31,1	1,7 (-9,0; 12,3)
URVE	33,1 ± 8,8	0,82 (0,52-0,94)	3,8	11,4	10,5	31,7	0,6 (-10,8; 11,9)

\bar{X} = gjennomsnittsmålingen til testerne, SD = standardavvik, ICC =intraklasse korrelasjonskoeffisient, (2,1) two-way-random, agreement, single measures, KI = konfidensintervall, \bar{d} = systematisk målefeil, SEM (standard error of measurement) = $SD \cdot \sqrt{1-ICC}$, MDC (minste reelle endring) = $1,96 \cdot \sqrt{2} \cdot SEM$, $MDC\%$ = $(MDC/\bar{X}) \cdot 100$, LOA (limits of agreement) = $SD \pm 1,96$.

ICC_{3,1} varierte fra 0,68 (95% KI 0,29 - 0,88) til 0,95 (95% KI 0,85 - 0,98), og ICC_{3,k} varierte fra 0,90 (95% KI 0,69 - 0,97) til 0,98 (95% KI 0,94 - 0,99). Gjennomsnittlig differanse (\bar{d}) mellom t2 og t3 var -1,3 til 2,7Nm for PT (tabell 6) og -0,7 til 3,1Nm for AvgPT. For AvgPT variabelen var E60IRHØ signifikant forskjellig mellom t2 og t3 ($p = 0,024$, 95% KI 0,5; 5,7).

Sett samlet for alle testene var målefeilene større for PT (SEM 1,5 - 3,9Nm) enn for AvgPT (SEM 1,0 - 2,7Nm). For PT var SEM% 6,5 - 11,7% for K60 styrketest, 7,6 - 13,1% for K300 styrketest og 6,8 - 11,4% for E60 styrketest. SEM% var lavere for AvgPT og utgjorde 4,2 - 8,6% for K60 styrketest, 4,2 - 10,0% for K300 styrketest, og 7,0 - 8,9% for E60 styrketest. Ratioen for målefeilene mellom IR og UR (SEM_{IR}/SEM_{UR}) var 1,3 - 2,6 for de konsentriske testene (K60 og K300) og 0,6 - 1,1 for den eksentriske testen (E60), som viser til større forskjeller mellom test-retest for konsentriske styrketester av IR. MDC/MDC% var som for interrater størst for hovedvariabelen PT og utgjorde 4,8 - 8,5Nm (17,9 - 32,5%) for K60 styrketest, 4,3 - 8,9Nm (21,1 - 36,2%) for K300 styrketest og 6,5 - 10,9Nm (18,9 - 31,7%) for E60 styrketest.

4.3.3 Bland - Altman plott

Det ble laget 24 Bland-Altman plott totalt, tolv for hver styrkevariabel. Her vil noen plott presenteres for PT variabelen. Leseren henvises til vedlegg 10 og vedlegg 11 for de resterende plottene. *Tabell 7* viser gjennomsnittsdifferansen (\bar{d}) for målingene med tilhørende LOA, og korrelasjonskoeffisienten (r) med tilhørende signifikansnivå (β_{sig}) for interrater og intrarater.

Interrater

Figur 5 viser ett av 12 Bland-Altman plott for interrater. Gjennomsnittlig differanse mellom testerne var minst for K60 testene. Størst forskjell ble observert for E60IRHØ (\bar{d} , -3,1Nm) og minst forskjell for K60URHØ (\bar{d} , 0,0Nm). LOA var smalest for de konsentriske testene av UR (K60= -5,1; 5,4, K300= -5,7; 4,8), og bredest for E60 testene (IR= -16; 14, UR= -12,6; 12,3). Det ble observert uteliggere for 8 av 12 Bland-Altman plott (K60IRVE, K300: IRVE, URHØ, IRVE, E60: IRHØ, IRVE, URHØ, URVE). Dataene var ikke heteroskedastiske, vist av korrelasjonen som variert fra $r = -0,05$ ($p=0,86$) til $r = 0,43$ ($p=0,11$).

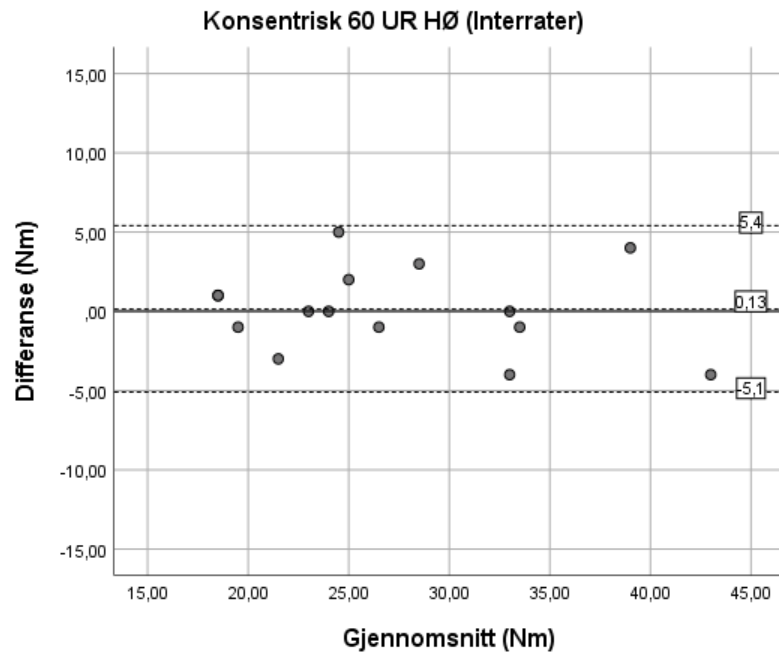
Intrarater

Figur 6 viser ett av 12 Bland-Altman plott for intrarater. På lik linje med interrater var \bar{d} minst for de konsentriske testene av UR (0,0-0,8Nm) og størst for de eksentriske testene av høyre skulder ($\bar{d} = 1,7$ -2,7Nm). LOA var smalere for test av UR på de konsentriske testene, og smalere for test av VE skulder på de eksentriske testene. Det ble observert «uteliggere» på 2 av 12 plott (K300 IRVE og E60 URHØ). Dataene for intrarater var ikke heteroskedastiske ($r = -0,04$ ($p=0,88$); $r = 0,43$ ($p=0,13$)) (tabell 8).

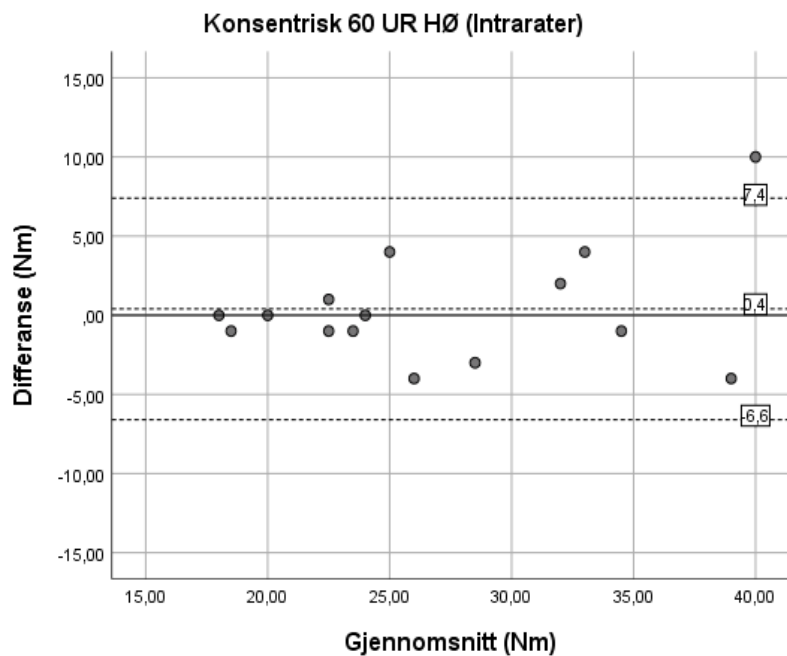
Tabell 7: 95% LOA, korrelasjon og signifikansnivå for inter- og intrarater.

95% LOA (PT Nm)						
Test	Interrater \bar{d} (95% LOA)	r	β_{sig}	Intrarater \bar{d} (95% LOA)	r	β_{sig}
Konsentrisk styrketest 60°/sek						
IRHØ	-0,5 (-9,4; 8,5)	-0,05	0,86	1,0 (-7,8; 9,8)	0,31	0,26
IRVE	0,2 (-8,1; 8,5)	0,43	0,11	0,8 (-7,8; 9,4)	0,14	0,63
URHØ	0,1 (-5,1; 5,4)	-0,19	0,51	0,4 (-6,6; 7,4)	0,31	0,26
URVE	0,0 (-4,9; 4,9)	<0,01	0,99	0,0 (-5,0; 5,0)	-0,04	0,88
Konsentrisk styrketest 300°/sek						
IRHØ	-1,5 (-10,7; 7,6)	0,25	0,36	-1,2 (-8,9; 6,5)	0,01	0,97
IRVE	-1,6 (-9,8; 6,6)	0,15	0,60	-1,3 (-11,2; 8,5)	0,08	0,78
URHØ	0,7 (-4,7; 4,8)	0,27	0,33	-0,8 (-5,1; 3,5)	<0,01	0,99
URVE	-1,3 (-5,7; 3,1)	-0,25	0,37	-0,3 (-4,8; 4,1)	<0,01	0,99
Eksentrisk styrketest 60°/sek						
IRHØ	-3,1 (-16,2; 9,9)	0,32	0,25	2,7 (-7,5; 13,0)	0,43	0,13
IRVE	-0,9 (-15,9; 14,0)	0,40	0,14	0,5 (-6,3; 7,3)	0,32	0,27
URHØ	-0,9 (-12,4; 10,5)	-0,13	0,64	1,7 (-9,0; 12,3)	0,28	0,31
URVE	-0,1 (-12,6; 12,3)	0,30	0,27	0,6 (-10,8; 11,9)	0,13	0,67

95% LOA = 95% «limits of agreement», PT = peak torque, Nm = Newton meter, \bar{d} = gjennomsnittsdifferansen, r = Pearson's korrelasjonskoeffisient, β_{sig} = signifikansnivået til betakoeffisienten, IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre, Ve = venstre.



Figur 5: Bland-Altman plott for isokinetisk test 60°/sek for utadrotasjon høyre skulder for interrater.



Figur 6: Bland-Altman plott for isokinetisk test 60°/sek for utadrotasjon høyre skulder intrarater.

4.3.4 Oppsummering av reliabilitet og responsivitet

De isokinetiske styrketestene viste god-til-høy reliabilitet for interrater ($ICC_{2,1}$ 0,79 – 0,95 (95% KI 0,50-0,99)) og moderat-til-høy reliabilitet for intrarater ($ICC_{3,1}$ 0,68-0,95 (95% KI 0,29-0,99)). Det var høyere gjennomsnittlig ICC for styrkevariabelen AvgPT (ICC_{AvgPT} 0,94, ICC_{PT} 0,87). ICC var høyest for høyre skulder. ICC var gjennomsnittlig høyere for test av UR-styrke ved testene K60 (ICC_{UR} 0,93, ICC_{IR} 0,90) og K300 (ICC_{UR} 0,92, ICC_{IR} 0,78), mens for E60 var ICC høyest for test av IR-styrke (ICC_{IR} 0,89, ICC_{UR} 0,83).

SEM varierte for begge styrkevariablene fra 0,9 til 5,0 Nm (interrater) og 0,8 til 3,9 Nm (intrarater). Basert på begge styrkevariablene var SEM% lavere for intrarater (4,2 -13,1%) enn for interrater (4,8 -14,8%). LOA var smalest for de isokinetiske målingene av UR-styrke for interrater. For intrarater var LOA smalest for UR på de konsentriske testene og IR på de eksentriske testene.

Minste reelle endring (MDC/MDC%) for de isokinetiske styrketestene var lavere for AvgPT (2,1Nm – 10,6Nm, 11,6% - 36,3%) sammenlignet med PT (4,3Nm -13,9Nm, 21,5%-41,0%). Den mest responsive testen var K60URHØ basert på AvgPT for interrater (10,8%). For intrarater var K60 URVE og K300 URVE basert på AvgPT de mest responsive (11,6%). Testen E60IRVE var den minst responsive testen basert på interrater analysene og PT styrkevariabel (41,0%), mens for interrater var E60IRHØ den minst responsive (30,7%). Gjennomsnittlig for alle tester og begge styrkevariabler var intrarater målingene mer responsive ($6,2 \pm 2,4$ Nm, 23,2 \pm 6,2%) enn interrater målingene ($7,2 \pm 3,2$ Nm, 26,5 \pm 8,5%).

5. Diskusjon

Vi undersøkte inter- og intrarater reliabiliteten for tre isokinetiske styrketester av GH-rotasjonsstyrke hos skadefrie håndballspillere på ungdomsnivå. Hensikten var å undersøke samsvar mellom to testere og mellom to testrunder for de ulike isokinetiske styrketestene. Informasjon om målingenes presisjon tillater estimering av *minste reelle endring* (MDC) for de ulike styrkevariablene i fremtidige prosjekter, som i delprosjekt 2 og 5 i hovedstudien. Samtidig vil et pilotprosjekt kunne avdekke metodiske utfordringer som kan utbedres til fremtidige prosjekter.

For å komme frem til en konklusjon vil jeg i diskusjonen oppsummere resultatene fra reliabilitetsstudien. Resultatene vil sammenlignes med reliabiliteten fra andre studier på isokinetisk styrketest av GH-rotasjonsstyrke. Videre vil metodiske forhold som bidrar til målevariasjon gjennomgås, og til slutt skal den kliniske verdien av funnene diskuteres.

5.1 Resultater hovedfunn

Den relative reliabiliteten til de ulike isokinetiske styrketestene på GH-rotasjonsstyrke viste samlet godt til høyt samsvar for interrater (mellom IHK og YGH), og moderat til høyt samsvar for intrarater (YGH). ICC var høyest for test av UR på de konsentriske testene og IR på de eksentriske testene. Styrkevariabelen AvgPT oppnådde generelt høyere ICC enn PT.

Reliabiliteten sett i absolutte termer ble undersøkt for å avdekke individuelle variasjoner mellom testerne (interrater) og test dagene (intrarater). Absolutt reliabilitet ble estimert med SEM/SEM% og LOA. SEM/SEM% var i gjennomsnitt 0,05Nm/2% lavere for interrater for de konsentriske testene samlet. For de eksentriske testene var intrarater 1,9Nm/5,4% lavere for eksentrisk IR, og 0,2Nm/1,4% lavere for eksentrisk UR sammenlignet med interrater. LOA viser den totale målefeilen forbundet med de respektive styrketestene, hvor \bar{d} representerer de systematiske målefeilene og LOA grensene de tilfeldige målefeilene (Atkinson & Nevill, 1998). Andelen målefeil skyldes i hovedsak de tilfeldige målefeilene, som tidligere beskrevet kan skyldes blant annet biologiske variasjoner, mekanisk variasjon, eller uoverensstemmelse med testprotokoll (Atkinson & Nevill, 1998; Portney & Watkins, 2014). Bland-Altman plottene viste for interrater at YGH var det den gjennomsnittlige differansen negativ for alle plott, hvilket tyder på at YGH registrere høyere måleresultat enn IHK. For intrarater registrerte YGH lavere resultater på re-test for 2/3 av testbatteriet.

MDC/MDC% representerer responsiviteten til de isokinetiske styrketestene. Sett for begge styrkevariabler og konsentriske tester varierte MDC fra 2,4Nm (13,8%) til 8,8Nm (37,6%) for interrater og 2,1Nm (11,6%) til 8,9Nm (36,2%) for intrarater. MDC var størst for eksentriske tester og lå mellom 6,4Nm (20,9%) til 13,9Nm (41,0%) for interrater, og 5,6Nm (19,7%) til 10,9Nm (30,7%) for intrarater, for begge styrkevariabler.

5.1.1 Reliabilitet isokinetiske styrketester

Interrater reliabilitet

Samlet for alle de isokinetiske styrketestene var den relative reliabiliteten god til høy (ICC_{PT} 0,78-0,95, ICC_{AvgPT} 0,88-0,98). Målefeilene (SEM/SEM%) var lavere for AvgPT variabelen, lavere for de konsentriske testene og lavere for test av UR. Det var signifikant forskjell for begge styrkevariabler på konsentrisk styrketest $300^\circ/\text{sek}$ av utadrotasjon på venstre skulder (K300URVE, $p = 0,015-0,047$). På denne testen var gjennomsnittlig differanse i SEM mellom testerne $1,1Nm_{AvgPT}$ til $1,3Nm_{PT}$, som tilsvarte 6,0-7,0% for de aktuelle gjennomsnittene til testerne. En signifikant forskjell mellom målingene kan ha oppstått som følge av en læringseffekt. Læringseffekt er et fenomen hvor repeterte målinger av en deltaker med relativt kort mellomrom viser en forbedring i testresultat (Lund et al., 2005). Isokinetisk styrketest er en uvanlig form for muskelarbeid og læring mellom forsøk kan bidra til målevariasjon (Malerba et al., 1993).

Retrospektivt så vi nærmere på rådataene for K300URVE, og merket oss spesielt avviket mellom testene for en av deltakerne. Deltakerens PT-score varierte med 7Nm mellom t1 (20Nm tester IHK) og t2 (27Nm tester YGH) på samme dag. Ved retest (t3 tester YGH) var scoren stabilisert, og vedkommende scoret 26Nm. En lignende respons fantes ikke på testbatteriets første (K60) og siste (E60) test, heller ikke for dominant skulder (høyre). Testen kan ha vært motorisk krevende, spesielt for ikke-dominant skulder, på grunn av den høye hastigheten ($300^\circ/\text{sek}$). Den motoriske læringen som eventuelt oppstod ved t1, kan ha bidratt til bedre testresultat ved t2. Det er stor sannsynlighet for at flere deltakere har hatt en slik læringseffekt. Vi ser retrospektivt at risikoen for at deltakerne oppnådde en læringseffekt mellom testrundene kunne vært redusert ved å inkludere en ekstra prøverunde i forkant av datainnsamlingen, eller inkludert repetisjoner i prøveforsøkene med maks innsats i tillegg til de submaksimale prøveforsøkene (Habets et al., 2018; Malerba et al., 1993; Meeteren et al.,

2002). På denne måten ville en eventuell motorisk læring ha oppstått før datainnsamlingen startet og målevariasjonen kunne ha vært redusert.

LOA var smalere for de konsentriske testene av UR ($LOA_{UR} -5,7; 5,4$, $LOA_{IR} -10,7; 8,5$).

LOA for de eksentriske testene var også smalest for test av UR, men til sammenligning med de konsentriske testene mye bredere for både UR- og IR testene ($LOA_{IR} -16,2; 14,0$, $LOA_{UR} -12,6; 12,3$). Det var ingen andre studier som har oppga LOA estimater.

Intrarater reliabilitet

Estimatene for intrarater viste god til høy relativ reliabilitet for K60 testene ($ICC_{3,1} 0,87-0,95$) og E60 testene ($ICC_{3,1} 0,82-0,95$). For K300 testene var reliabiliteten fra moderat til høy ($ICC_{3,1} 0,65-0,94$). For AvgPT var det signifikant forskjell mellom test og retest E60 IRHØ ($p = 0,024$, 95% KI 0,5; 5,4). Samlet for intrarater varierte gjennomsnittsdifferansen (\bar{d}) fra -1,3 til 2,7Nm. De positive \bar{d} verdiene representerer deltakernes lavere score på retest av K60 og E60, mens de negative \bar{d} verdiene representerer høyere score på K300 retest.

SEM verdiene for de konsentriske testene (K60 og K300) var likt med det vi observerte for interrater (1,5 – 3,2Nm). Derimot var de individuelle variasjonene for E60 testene mindre for intrarater (SEM 2,3-3,9Nm, SEM% 6,8-11,4%) sammenlignet med interrater (SEM 3,9-5,0Nm, SEM% 10,9-14,8%). Spesielt E60 IRVE varierte mindre for intrarater (SEM $2,3 \pm 4,6$ Nm, SEM% $6,8 \pm 13,4$ %) enn for interrater (SEM $5,0 \pm 9,8$ Nm, SEM% $14,8 \pm 29,0$ %). LOA var som for interrater smalest for de konsentriske testene av UR ($LOA_{UR} -6,6; 7,4$, $LOA_{IR} -11,2; 9,4$). I motsetning til interrater, var LOA for de eksentriske testene av UR bredest ($LOA_{UR} -10,8; 12,3$, $LOA_{IR} -7,5; 13,0$).

Sammenligning med andre reliabilitetsstudier

Her vil resultatene sammenlignes med funn fra andre reliabilitetsstudier på isokinetiske styrketester av GH-rotasjonsstyrke. Fra kildesøket fant vi relevante studier på intrarater/test-retest undersøkelser, men ikke på interrater-studier. Utvidet søk etter interrater-studier ble utført, uten resultat. For oss er årsaken til manglende interrater undersøkelser av isokinetisk GH-rotasjonsstyrke ukjent. Sammenlignet med styrketester utført med håndholdt dynamometer (HHD), er både inter- og intrarater reliabiliteten undersøkt (Cadogan, Laslett, Hing, McNair, & Williams, 2011; A. M. Cools et al., 2014; Ann MJ Cools et al., 2016; G. Fieseler et al., 2017; Johansson et al., 2015). På grunn av at vi ikke har studier til å

sammenligne interrater resultatene med, vil vi samle inter- og intrarater estimatene våre og sammenligne de opp mot andre reliabilitetsstudier.

Relativ reliabilitet

Malerba et al. (1993) undersøkte reliabiliteten til isokinetiske styrketester (K60 – K120 – E60) av GH-rotasjonsstyrke hos individer med unilateral skulderpatologi (14♂/10♀:17-58år). En direkte sammenligning er vanskelig på grunn av faktorer som ulikt dynamometer (KinCom, Chattecx Corporation, Chattanooga, TN), ulike testposisjoner (sittende med 45°abduksjon og 30° horisontal fleksjon), høyere alder (17-58 år), og inklusjon av deltakere med unilateral skulderpatologi. I tillegg er bare 2 av 3 testhastigheter sammenlignbare med vår studie. Sammenligningen vil baseres på symptomfri skulder og like testhastigheter (K60 og E60). Våre ICC verdier (K60 = 0,87-0,85, E60 = 0,82-0,95) var høyere enn hva de oppnådde (K60 = 0,70-0,86, E60 0,44-0,70).

Studien fra Friziello et al. (1994) utførte testing av symptomfrie deltakerne (♂6/♀12: 18-30år) i stående med armen inntil kroppen med 90° albuefleksjon i et Biodex dynamometer (Biodex Corp, Shirley, NY). Totalt bevegelsesutslag var 70° (fra 20°UR til 50° IR), og testene ble utført eksentrisk i 90°/sek og 120°/sek. Metodiske ulikheter er dynamometer, bevegelsesutslag, testposisjon og testhastighet. Resultatene deres for relativ reliabilitet (ICC_{2,1}, 0,75-0,86) er lavere enn hva vi oppnådde for eksentriske tester (ICC_{2,1/3,1}, 0,82-0,95).

Plotnikoff & MacIntyre (2002) testet et symptomfritt utvalg (6♂/8♀: 27-35 år) med KinCom dynamometer (Chattecx Corporation, Chattanooga, TN) for konsentrisk og eksentrisk styrke (30°/sek) over 3 testrunder. Styrkevariabelen var average torque. Metodiske ulikheter svekker sammenligningsgrunnlaget. Sammenlignet med våre K60 og E60 resultater basert på AvgPT, var våre ICC estimater var høyere for både konsentrisk test (ICC_{2,k/3,k}, 0,93-0,98 mot ICC_{2,1}, 0,88-0,94) og eksentrisk test (ICC_{2,k/3,k}, 0,88-0,95 mot ICC_{2,1}, 0,87-0,94).

Meeteren et al. (2002) undersøkte GH-rotasjonsstyrke i sittende med Biodex dynamometer (multi joint system 2). De testet 10 idrettsutøvere med asymmetrisk bruk av skuldrene, og 10 kontroller med symmetrisk bruk av skuldrene i dagligdagse aktiviteter (♂10/♀10: 21-57 år). Målevariabelen var peak torque og konsentriske tester ble utført i 60°- og 120°/sek. Det er vanskelig å sammenligne med denne studien som følge av at estimatene er basert på de ulike testene samlet. De har heller ikke rapportert hvilken ICC modell de benytter. De relative

estimatene varierte fra ICC 0,74-0,92 for de isokinetiske styrketestene for rotasjonsstyrke, hvilket er lavere enn for våre K60 resultater (ICC_{2,1/3,1} 0,87-0,95).

Edouard et al. (2013) testet konsentrisk og eksentrisk styrke (K60, K120, E30) i et Biodex dynamometer (system 3) på et utvalg uten skulderpatologi (♀22/♂24: 38±13 år). Testene ble utført i sittende med 45°abduksjon i scapulas plan mellom 30°IR og 40°UR. Metodiske ulikheter er testhastighet, testposisjon og utvalg. Estimatene deres for K60 (ICC_{2,1} 0,87-0,97) er noe høyere våre estimater (ICC_{2,1/3,1} 0,87-0,95). De eksentriske testene var utført 30°/sek tregere enn hva vi gjorde. Deres ICC var gjennomsnittlig høyere enn hos oss (ICC_{2,1} 0,88-0,94 mot ICC_{2,1/3,1} 0,82-0,95).

Studien fra Habets et al. (2018) delte flest metodiske likheter med studien vår. Her er dynamometer (Humac NORM, CSMi, Staughton, MA) og testposisjon (liggende, 90° GH-abduksjon) likt. Det er også tilnærmet likt bevegelsesutslag for testene (80°UR til 50°IR mot 80°UR til 40°IR), begge studier undersøker konsentrisk og eksentrisk GH-rotasjonsstyrke, og flere av testene er utført i samme hastighet (K60 og E60). For den eksentriske testen ble kun GH-UR testet, og vi sammenligner kun med resultater på eksentrisk UR. For K60 testene rapporterte de ICC_{2,1} 0,898-0,935. Det er tilnærmet likt med våre estimater sett for både inter- og intrarater (ICC_{2,1/3,1} 0,87-0,95). De oppnådde høyere ICC for E60 URVE (ICC_{2,1} 0,905 mot ICC_{2,1/3,1} 0,82), mens vi oppnådde høyere ICC for E60 URHØ (ICC_{2,1/3,1} 0,84 mot ICC_{2,1} 0,783).

Absolutt reliabilitet

Malerba et al. (1993) og Frisiello et al. (1994) oppga ikke estimat på absolutt reliabilitet i sine studier. Det var ingen som oppga estimater på LOA. Studiene som rapporterte reliabilitet i absolutte termer oppga estimater basert på SEM/SEM% (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018; Meeteren et al., 2002; Plotnikoff & MacIntyre, 2002).

Plotnikoff & MacIntyre (2002) beskrev ikke hvordan SEM ble estimert. SEM ble rapportert i Nm basert på average torque, og var for konsentrisk IR 2,44-2,86Nm og konsentrisk UR 1,72-2,14Nm. For de eksentriske testene var SEM 3,11-3,73Nm for IR og 1,99-2,55 for UR. Vi hadde mindre målefeil på konsentriske tester (SEM_{IR} 2,0 – 2,3Nm, SEM_{UR} 1,0 – 1,6Nm), lik for eksentrisk UR (SEM 2,1 – 2,6Nm) og gjennomsnittlig mindre målefeil for eksentrisk IR (SEM 2,0 – 3,8Nm).

Hos Meeteren et al. (2002) ble målefeilene rapportert som SEM%. De var henholdsvis 9-13% for konsentrisk UR og 8-13% for konsentrisk IR. Det er noe høyere enn hva vi observerte K60 testene for PT (SEM% 6,3-11,7%). Edouard et al. (2013) rapporterte også SEM%, som for K60 varierte fra 7,7-9,8% for IR, og 9,8-11,1% for UR. Eksentrisk IR varierte fra 9,9-11,7% og UR 13,0-15,4%. Målefeilene våre var større for konsentrisk IR (SEM% 10,9-11,7%) og lavere for konsentrisk UR (SEM% 6,3-8,7%) basert på peak torque. Hos oss var det stor forskjell på målefeilene ved eksentriske tester mellom inter- og intrarater.

Sammenlignet med intrarater var målefeilene våre mindre for eksentrisk IR (SEM% 6,8-11,1%), men større for interrater (SEM% 13,9-14,8%). For eksentrisk UR-test var både inter- og intrarater variasjonen lavere hos oss (SEM% 10,9-12,5%).

Habets et al. (2018) har rapportert målefeil som SEM/SEM%. For K60 test var målefeilene 2,7Nm (9,5-9,8%) for IR og 1,9-2,4Nm (6,9-8,6%) for UR. Sammenlignet med oss er det lavere for konsentrisk IR (SEM 2,8-3,1Nm, SEM% 10,9-11,7%) og tilnærmet likt for UR (SEM 1,7-2,8Nm, SEM% 6,3-8,9%). De undersøkte kun eksentrisk UR, hvor SEM var 3,1-4,3Nm (8,6-11,8%). Det er noe lavere enn hva vi oppnådde (SEM 3,7-4,1Nm, SEM% på 10,9-12,5%).

Oppsummering

Reliabilitetsstudien viste god til høy relativ interrater reliabilitet og moderat til høy intrarater reliabilitet. Det var systematiske målefeil for både interrater og intrarater. Testene for konsentrisk UR var mest reproduerbare. Det vist av høyere ICC verdier, lavere SEM/SEM% og et smalere LOA for test av konsentrisk UR. For de eksentriske testene var det for både inter - og intrarater høyere ICC for IR-test, men lavere absolutt reliabilitet for interrater vist av høyere SEM/SEM% og bredere LOA sammenlignet med intrarater. For eksentrisk UR var den relative – og absolutte reliabiliteten lik for interrater og intrarater.

Det fantes ingen sammenligningsgrunnlag for interrater reliabiliteten alene og med K300 testene. Resultatene er mest sammenlignbare med studien fra Habets et al. (2018) som delte flest metodiske likheter (dynamomter, testposisjon, testhastigheter og bevegelsesutslag). I den grad det lar seg sammenligne, er våre ICC verdier generelt høyere eller like hva andre reliabilitetsstudier på isokinetisk styrketest av GH-rotasjonsstyrke rapporterer (Edouard et al., 2013; Frisiello et al., 1994; Habets et al., 2018; Malerba et al., 1993; Meeteren et al., 2002; Plotnikoff & MacIntyre, 2002). Der vi kunne sammenligne med andre studier var

SEM/SEM% generelt lavere eller likt med hva andre studier hadde funnet. Habets et al. (2018) har størst sammenligningsgrunnlag og her var våre SEM/SEM% like for konsentrisk IR og høyere for test av konsentrisk IR og eksentrisk UR.

5.1.2 Responsiviteten til de isokinetiske styrketestene

MDC varierte samlet for interrater og intrarater med 2,1Nm ($\pm 4,2$) til 13,9Nm ($\pm 27,3$) for begge styrkevariabler (PT og AvgPT), som tilsvarer 10,8-41,0% i forhold til gjennomsnittsmålingene (MDC%). Laveste MDC ble observert for interrater, AvgPT, K300 test av UR (13,3-13,8%), og tilsvarte 2,4-2,5Nm for begge skuldre. MDC var gjennomgående lavere for konsentrisk UR-styrke (interrater 10,8-22,5%, intrarater 11,6-24,6%) sammenlignet med IR-styrke (interrater 23,2-37,6%, intrarater 17,4-36,2%). Responsiviteten til de eksentriske testene var også noe bedre for UR-styrke, men varierte mellom interrater/intrarater og styrkevariabel. For de eksentriske PT verdiene var MDC% for interrater mellom 30,3-41,0% (AvgPT 20,9-36,3%). Det betyr at for målinger basert på PT og flere testere, må styrken overstige 10,8-13,9Nm for at testresultatet skal representere en reell endring. Det tilsvarer nærmere 33% økning i forhold til gjennomsnittsmålingene (34,4Nm) til de eksentriske testene. For intrarater var MDC% generelt lavere og lå mellom 18,9-31,7% for PT og 19,4-24,6% for AvgPT. Det er likevel høyt sett opp mot gjennomsnittsmålingene på 34,1Nm, og at det må til en endring på 6,8-11,4 Nm for å overstige forventede målefeil.

Meeteren et al. (2002) oppga minste reelle endring som «smallest detectable difference» (SDD). Den tilsvarte 25-39% for IR-styrke og 28-39% for UR-styrke samlet for konsentriske styrketester utført i 60° - og 120°/sek. Sammenlignet med våre K60 resultater (MDC%, IR 30,3-32,5%, UR 17,3-24,6%) er deres mindre responsive. I studien til Edouard et al. (2013) var MDC% for K60 styrketest 21,3-26,1% for IR og 27,2-30,8% for UR. Testene deres er mer responsive for IR og mindre responsive for UR sammenlignet med oss. Habets et al. (2018) rapporterer MDC (i Nm) for sine isokinetiske styrketester for GH-rotasjonsstyrke. En direkte sammenligning er vanskelig som følge av at de hverken rapporterer gjennomsnittsmålinger eller MDC%. MDC var 7,5Nm for IR og 5,3-6,7Nm for UR. Til sammenligning var våre resultater mindre responsive for IR test (7,9-8,5Nm) og mer responsive for UR (4,6-6,7Nm). For E60 styrketest ble kun UR-styrke undersøkt, som var mer responsiv (MDC 10,3-11,5Nm), sammenlignet med oss (MDC 10,8-12,8Nm).

Oppsummering

Responsiviteten til de isokinetiske styrketestene var generelt lav for hovedvariabelen PT. Interrater målingene var mer responsive for K60 test, men lavere for K300 og E60 test sammenlignet med intrarater. MDC utgjorde en stor andel i forhold til gjennomsnittsmålingene for de isokinetiske styrketestene. Gjennomsnittresultatet for MDC basert på alle styrketester og PT var 30% (8,5Nm) for interrater og 27,3% (7,6Nm) for intrarater. For styrkevariabelen AvgPT var den gjennomsnittlige responsiviteten høyere med 22,9% (5,2Nm) for interrater og 19,1% (4,8Nm) for intrarater. Våre resultater kunne sammenlignes for to av tre tester (K60 og E60) med tre andre studier (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018; Malerba et al., 1993).

5.2 Metode

5.2.1 Utvalg

Håndballspillerne i reliabilitetsstudien ble rekruttert fra klubber i Oslo- og Akershus. Disse håndballklubbene var i første omgang blitt ekskludert for deltakelse i hovedstudien, og fikk senere forespørsel om deltakelse i reliabilitetsstudien. Vi definerte krav om at kandidatene ikke skulle ha smerter eller funksjonsnedsettelse relatert til skulder eller kastbevegelsen. Informasjonen ble utvekslet muntlig og skriftlig med trenere og videreført til de respektive lagene. Frivillige kandidater meldte seg etter å ha mottatt informasjonen om studiens formål, antatt tidsbruk og eksklusjonskriterier. Kandidatene ble på nytt screenet for deltakelse ved direkte telefonkontakt. Retrospektivt kunne vi utført screeningen med utsendelse av spørreskjema sammen med påmeldingsskjema. På den måten kunne vi standardisert innsamlingen av informasjon om funksjonsnivå og skadehistorikk. Vi burde også definert eksklusjon av skader i hele over- ekstremiteten. Under de isokinetiske styrketestene blir kraften overført til dynamometerhodet via alle ledd i over- ekstremiteten. Det medfører en risiko for smerteprovokasjon i overarm, albue, underarm og håndledd i tillegg til skulderen. Dette er en metodisk svakhet ved studien, og kan ha bidratt til uønsket målefeil. Til tross for manglende standardisert screening, så hadde vi god oversikt av håndballspillernes funksjonsnivå som følge korrespondansen via telefon og e-post.

På grunn av utvalgets homogenitet er resultatene mest representativt for skadefrie håndballspillere på ungdomsnivå. Det var få deltakere i reliabilitetsstudien ($n = 15$). Et lite datagrunnlag sammen med forskjeller i styrke mellom gutter og jenter, førte til stor spredning i måleresultatene. Små utvalg påvirkes i større grad av uteliggere enn store utvalg, som kan resultere i brede standardavvik (SD) (Whitley & Ball, 2002). Alle reliabilitetsestimaterne (ICC, SEM, LOA, MDC) vi benyttet i studien bruker SD i den statistiske beregningen. Med et større utvalg og mindre spredning i måleresultatene, ville disse estimatene muligens vært bedre (Whitley & Ball, 2002). Det ville trolig vært lettere å rekruttere flere håndballspillere om vi hadde tillatt et større aldersspenn, men samtidig ville det redusert representativiteten av utvalget til deltakerne i hovedstudien. At datainnsamlingen ble utført like før sommerferien kan også ha bidratt til at få ble rekruttert. Dette er en periode som innebærer avsluttende prøver i skolesammenheng, og det er mulig at mange håndballspillere prioriterte skole fremfor deltakelse i reliabilitetsstudien. Testingen kunne alternativt blitt utført i sommerferien, men vi regnet med det ville by på større logistiske utfordringer mht. ferieplaner. På grunn av at pre- testen av deltakerne i hovedstudien var planlagt like over sommerferien, hadde vi også tidspress, og valget falt på å gjennomføre reliabilitetsstudien på det aktuelle tidspunktet. Disse faktorene har bidratt til at datagrunnlaget ble lite.

Deltakerne deltok som normalt etter de håndballagenes treningsplan. De ble derimot oppfordret til å avstå fra tung styrketrening på overkropp dagen før og samme dag som de skulle testes. Aktivitetsbegrensningen ble bestemt på grunnlag av at muskulær tretthet kan redusere prestasjonsevne på de isokinetiske styrketestene, og kan føre til uønsket variasjon til målingene (Portney & Watkins, 2014). Hvor godt håndballspillerne etterlevde dette har vi ikke oversikt over.

Det var ingen av håndballspillerne som trakk seg fra studien under datainnsamlingen. Av 15 deltakere var det én deltaker som ikke gjennomførte 3 testrunder, grunnet smerter relatert til testingen. Dette gjaldt imidlertid kun den ene skulderen på siste test (eksentrisk test) i testbatteriet på dag to ($t3$ intrarater). Som nevnt tidligere ble deltakeren ekskludert fra intrarater analysene for eksentrisk test av venstre skulder.

5.2.2 Testere

To fysioterapeuter utførte testingen i reliabilitetsstudien. Begge var masterstudenter i idrettsfysioterapi. De samme testerne skulle også gjennomføre den isokinetiske datainnsamlingen i hovedstudien. Vi måtte ha to testere for å estimere både inter- og intrarater reliabiliteten til de isokinetiske styrketestene. Ingen av de hadde tidligere erfaring med isokinetiske styrketester. Testerne gjennomførte i forkant av studien grundige praktiske- og teoretiske forberedelser for å bli kjent med det isokinetiske dynamometeret. De utviklet testprotokollen sammen med prosjektleder for at verbale instruksjoner, innstillinger og fikseringen av deltakere skulle være likest mulig. Til tross for grundig forarbeid er det ingen garanti for at testingen ble utført helt likt. Testernes etterlevelse etter protokoll, interaksjon og tillitsbygging hos deltakerne, samt evne til å motivere kan ha bidratt til variasjon i deltakernes prestasjon og måleresultat.

5.2.3 Studiedesign

Vi ønsket å undersøke inter- og intrarater reliabiliteten til tre isokinetiske styrketester for GH-rotasjonsstyrke hos symptomfrie håndballspillere på ungdomsnivå. Studiedesignen ble spisset for å tilfredsstillende kravet om å estimere reliabiliteten og responsiviteten til de isokinetiske styrketestene av deltakerne i hovedstudien. Intrarater testene ble utført på to ulike dager (7-8 dager mellom testene) på samme tidspunkt på døgnet, mens testene for interrater ble utført på samme dag. Retrospektivt ville vi utført dette på forskjellige dager for å sikre oss mot målevariasjon som følge av muskulær tretthet. Vi så også i etterkant at innføring av en prøverunde for tilvenning til styrketestene kunne redusert risikoen for læringseffekt mellom t1 og t2 første dag. Samlet ville innføring av en ekstra dag for tilvenning av testbatteriet krevd tre oppmøter for deltakerne. Vi kunne med det risikert færre påmeldinger eller frafall grunnet tidsbruk.

5.2.4 Datainnsamling og testprosedyre

Testrekkefølge

Deltakerne i studien var også med i en parallell reliabilitetsstudie på test-retest reliabiliteten (av samme rater) til isometriske styrketester av GH-rotasjonsstyrke med håndholdt dynamometer (HHD), samt test av GH-rotasjonsbevegelighet med digitalt goniometer. Den parallele studiens testbatteri ble utført to ganger over to dager for hvert individ. Studiene var samkjørte ved at deltakerne utførte et standardisert oppvarmingsprogram hos prosjektansvarlige før test av bevegelighet og isometrisk styrke (vedlegg 2a, 2b). Deretter ble testene for den parallele reliabilitetsstudien utført og før de isokinetiske styrketestene. Randomiseringsrekkefølgen for hvilken skulder vi testet først var likt for begge reliabilitetsstudiene.

Oppvarming, bevegelighetstesting og isometrisk testing tok 15-20 minutter. Det ble utført 4 isometriske tester for hver muskelgruppe på begge skuldre. Det var inkludert ett submaksimalt tilvenningsforsøk og tre maksimale forsøk. Det er usikkerhet om testingen i den parallele reliabilitetsstudien har bidratt til variasjon i de isokinetiske målingene. Deltakerne har trolig hatt en tøyingsrespons fra bevegelighetstesting. Hvilket kan ha forberedt skuldrene for ytterstillingene (80°UR og 40°IR) i de isokinetiske styrketestene. Ytterstillingen for UR-stillingen i 90° abduksjon kan gi ubehag hos individer med skulderpatologi eller instabilitet (A. M. Cools, Cambier, & Witvrouw, 2008). Ved at deltakerne gjennomførte denne testingen i forkant av de isokinetiske testene fikk vi en slags screening av skulderene før de kom inn til oss.

Det er større sannsynlighet for at de isometriske styrketestene kan ha ført til isokinetisk målevariasjon. Det kan skyldes muskeltrethet fra maksimale isometriske kontraksjoner, og at restitusjonstiden mellom isometriske og isokinetiske tester ikke var tilstrekkelig (Portney & Watkins, 2014). De parallele studiene var samtidig metodisk samkjørte ved at startskulder (skulderen som ble testet først) var den samme. Det betyr at startskulderen hvilte mens den andre skulderen ble testet. Deltakerne fikk i tillegg ekstra hviletid på grunn av tiden det medtok å opprette isokinetisk test-id (måle høyde og vekt), gi informasjon, tilpasse testrigg og fikserte deltakere. Dette tok ytterligere opp mot 10 minutter.

Den første uken for datainnsamlingen var deltakernes akkumulerte muskelarbeid ulikt før de isokinetiske testrundene (t1/t2). På første dag gjennomførte deltakerne én runde med isometriske tester og to runder med isokinetiske tester. For isokinetisk t2 var akkumulert

muskelarbeid større enn ved isokinetisk t1. Det er usikkert i hvilken retning det har påvirket resultatene på isokinetisk t2. På grunn av at testernes målinger bestod av en lik fordeling av første- og andregangsresultater er det ikke sikkert dette har ført til systematisk variasjon. Hvor «friske» deltakerne følte seg på t2 første dag avhenger blant annet av rotasjonsmuskulaturens akkumulerte arbeid i forkant av datainnsamlingen, hvor godt trente de var, og hvor godt de restituerte imellom testrundene. Valget med å gjennomføre to parallelle reliabilitetsstudier med styrketester på samme muskulatur er en metodisk svakhet, og kan ha bidratt til uønsket variasjon for de isokinetiske styrketestene. Det har ikke påvirket de isometriske styrkemålingene fordi deltakerne gjennomførte disse testene først begge testdager.

I tillegg til at studiedesignen kan ha ført til systematiske målefeil som følge av muskulær tretthet, kan systematiske målefeil også oppstå fra en læringseffekt (Portney & Watkins, 2014). Til tross for at deltakerne hadde 3 submaksimale forsøk i forkant av hver tellende test (K60, K300, E60), kan systematiske målefeil ha oppstått som følge av en læringseffekt fra t1 til t2 på dag én. Ingen av deltakerne hadde tidligere erfaring fra isokinetisk testing av skulderen. Første erfaring med styrketestene var ved t1, og det kan ha oppstått en læringseffekt mellom t1 og t2. Dette kunne vi unngått ved å inkludere en ekstra dag for tilvenning av testbatteriet, eller som Habets et al. (2018) diskuterte, å utvide prøveforsøkene med to maksimale prøveforsøk i tillegg til de tre submaksimale repetisjonene (Habets et al., 2018). Selv om en læringseffekt kan ha oppstått, er denne mest sannsynlig likt fordelt mellom testerne på grunn av en tilnærmet lik fordeling av førstegangsmålinger.

Testintervall

Det var logistisk utfordrende med to parallelle reliabilitetsstudier på samme utvalg. Vi klarte likevel å holde oss til timeplanen, og deltakernes pause mellom de isokinetiske testrundene (t1 og t2) overskred ikke mye over de 30 minuttene vi hadde planlagt. Pausenes variasjon skyldtes for det meste medgått tid til registrering av antropometriske data, gi informasjon, for innstilling av testtrigg, og sikring av deltakere. Selve testingen var effektiv som følge av standardisert tidsbruk og pauser mellom tester. Smerter og ubehag hos deltakerne er faktorer som kan gi tidsforskyvninger. Vi erfarte dette kun i ett tilfelle. I den grad forskyvninger hadde innvirkning på restitusjonstid, gjaldt det i hovedsak restitusjonstiden på første dag. På andre dag var det kun én isometrisk og én isokinetisk testrunde, og restitusjonstiden var lik for deltakerne.

Vi fulgte standardinnstillingene til HUMAC' programvare for pauser mellom prøveforsøk og tester, med 30 sekunder mellom de submaksimale prøveforsøkene til de respektive testene og gjeldende forsøk. Det var 60 sekunders pause mellom gjennomført test til prøveforsøk på neste test. Retrospektivt kan 60 sekunder restitusjonstid mellom maksimaltestene ha vært i minste laget. I følge Fleck (1983) regenereres adenosin trifosfat (ATP) og kreatinfosfat etter akutt muskulær belastning med 50% etter 20 sekunder, 75% etter 40 sekunder og 87% etter 60 sekunder. Først etter 3 minutter er de intramuskulære energilagrene restituerte (Fleck, 1983). Det er likevel ikke sikkert at dette har hatt noen innvirkning på målevariasjon siden pauser og testsekvens var like for alle testrundene. Restitusjonstiden i andre studier varierte for prøveforsøkene fra 30 til 60 sekunder og for maksforsøkene fra 1 til 5 minutter (tabell 1). De fleste studiene benyttet seg som oss av 60 sekunders pause.

Med 15 deltakere ble det relativt få tester hver enkelt dag. Vi planla 4 dager for datainnsamling med 3-4 deltakere hver dag for begge testukene. Deltakerne kom direkte fra skolen og testene foregikk på ettermiddag/kveld. Testingen tok lengre tid i uke 1, og vi la ikke opp til å teste flere enn maks 4 deltakere hver dag. Dette ble valgt for at både deltakere og testere skulle være opplagte. Effektiv testtid per tester lå på ca. 2 timer daglig. Første uken vekslet testerne seg imellom etter hver andre test, og fikk dermed en times pause halvveis. Dette kan ha bidratt til at testerne holdt seg skjerpet, og kan ha økt etterlevelse av testprotokoll.

Det var nøyaktig 7 dagers intervall mellom test og retest for 14 av 15 deltakere, mens én deltaker ble testet etter 8 dager. Tre studier rapporterte test-retest med 7 dagers mellomrom (Edouard et al., 2013; Frisiello et al., 1994; Malerba et al., 1993), to studier 7-14 dager (Habets et al., 2018; Meeteren et al., 2002), og én studie 2-21 dagers mellomrom (Plotnikoff & MacIntyre, 2002). For at testforholdene skulle være likt begge dager ble det valgt å teste deltakerne til samme tid begge dager

Testprosedyre

Det var mindre variasjon for test av konsentrisk UR enn for konsentrisk IR. En årsak til dette kan være stabiliseringen av forsøkspersonene ikke var optimal. For å fikserte deltakerne ble det brukt fastmonterte firepunkts seler. Til tross for dette hadde vi utfordringer med å oppnå tilfredsstillende fiksering av skulderbuen. Årsaken til dette var at benkens justeringsmuligheter forover og bakover var for små til at forsøkspersonene kunne ligge med

hodet på hodeputen og samtidig ha 90° GH-abduksjon vinkelrett på dynamometerhodet. Deltakerne måtte derfor gli lenger ned på benken, og avstanden mellom skulderen og skulderstroppenes utspring ble større. På grunn av dette ble skulderstroppenes fikseringsevne av skulderbuen redusert. I tillegg observerte vi et fleksjonsmønster av columna ved test av IR. Et fleksjonsmønster vil redusere trykket mellom skulderblad og benk, som gjør den proksimale stabiliteten dårligere. I tillegg observerte vi at når trykket på skulderbladet ble mindre, tiltet det forover. Biomekanisk fører dette til en ventralisering av den proksimale leddpartneren glenoid. Et resultat av dette er at humerus ikke orienteres vinkelrett mot dynamometeret. Denne mekanismen har bidratt til isokinetisk målevariasjon (Malerba et al., 1993). Ved test av UR ble derimot et ekstensjonsmønster aktivert, hvilket presser skulderbladet mot benken, og øker den proksimale stabiliteten. Disse mekanismene kan være en mulig forklaring på hvorfor det var mer variasjon ved test av konsentrisk IR.

Som beskrevet i testprosedyren ble testtriggen innstilt etter brukermanualen (Computer Sports Medicine Inc., 2006). Standardisert innstilling av testtrigg var uproblematisk for dynamometerhodet og benkavstand, hvor det var tydelig markert skala for innstilling. For rotasjon var innstillingene ledet av 5° intervaller. Det krevde en subjektiv vurdering av når benk og dynamometerhode var rotert 37° grader. Vi savnet streker mellom 5° intervallene, og anser det som et utbedringspotensial for å optimalisere standardisert innstilling av testtrigg. En liten feiljustering av benk i forhold til dynamometerhode kan være kritisk (Malerba et al., 1993).

Randomisering

På første dag av datainnsamlingen randomiserte vi for startskulder. Det ble gjort med loddtrekning av første par som møtte. De trakk først lodd om hvem som ble testet først. Deretter trakk førstemann lodd for hvilken skulder som ble definert som startskulder. Påfølgende deltakere fikk motsatt startskulder enn deltakeren før. Vi randomiserte også for hvem av testerne som startet datainnsamlingen første dag. Rekkefølgen for skuldre og testere ble fulgt resten av den første uken. For re- testene fulgte vi samme testrekkefølge for startskulder som uken før. Startskulder ble definert som høyre og venstre skulder i stedet for dominant og ikke- dominant skulder. På grunn av at vi ikke har skilt for dominans vil vi ikke kunne uttale oss om reliabiliteten var bedre eller dårligere for dominant/ikke- dominant skulder.

5.2.5 Isokinetisk styrketest som målemetode

Målinger av isokinetisk muskelstyrke er ansett som trygt og med lite risiko for den som blir testet (Jee, 2015). Dynamometeret imøtekommer kraften utøvd av forsøkspersonen for å opprettholde testens forhåndsinnstilte hastighet. Om forsøkspersonen opplever ubehag og smerter ved testingen og dermed stopper muskelarbeidet, vil dynamometeret i praksis være passivt. Dette gjelder for både konsentriske og eksentriske tester. For å måle konsentrisk isokinetisk styrke må forsøkspersonen bevege dynamometerarmen. For test av isokinetisk eksentrisk muskelstyrke er dynamometeret avhengig av en motkraft for at dynamometerarmen skal beveges i gitt bevegelsesbane og hastighet. Om forsøkspersonen kutter motkraften, eller presser i feil retning, så stopper dynamometeret. Vi erfarte at det var en stor andel av deltakerne som hadde vansker med å få til overgangene mellom vekselvis eksentrisk IR og UR. Basert på denne erfaringen anbefales det å la forsøkspersonen få øve en hel del mer enn de 3 prøveforsøkene vi hadde planlagt og gjennomførte i vår testprosedyre.

Sammenlignet med isotoniske styrketester er isokinetiske styrketester tryggere som følge av at dynamometeret kobler ut om forsøkspersonen opplever smerter eller ubehag (Jee, 2015). En fordel med isokinetiske styrketester er at man får målinger på kraftutviklingen til en muskelgruppe gjennom hele bevegelsesbanen, i motsetning til isometriske styrketester hvor målingene baseres på muskelarbeidet i én bestemt leddposisjon (Holt et al., 2016).

Vi testet isokinetisk muskelstyrke konsentrisk 60°- og 300°/sek, og eksentrisk 60°/sek.

Dagligdags- og idrettsaktivitet krever sjeldent, om aldri, isokinetisk muskelarbeid.

Overføringsverdien av isokinetiske målinger er derfor et omdiskutert tema (Dvir, 2000). I funksjonelle aktiviteter er det et samspill mellom ulike submaksimale muskelkontraksjoner (isotoniske, isometriske og plyometriske), og sjeldent krav om maksimal kraft, slik som i idrett (Dvir, 2000). Samtidig er arbeidet i idrett vanligvis av en plyometrisk karakter, og overføringsverdien av isokinetiske målinger kan diskuteres her også (Dvir, 2000).

Isokinetiske styrketester har også begrensninger i at måleapparatene er kostbare, plasskrevende og ikke-portable (Holt et al., 2016). I tillegg kreves det trent personell for å utføre testene. Alle disse faktorene bidrar til begrenset tilgang på utstyret, som vanligvis finnes på større institusjoner. For måling av muskelstyrke i den kliniske hverdagen er håndholdt dynamometer (HHD) et rimeligere, mindre plasskrevende og lett portabelt alternativ (A. M. Cools et al., 2014). Investeringskostnader kan være opp mot 40 ganger høyere for et isokinetisk dynamometer sammenlignet med HHD (Stark, Walker, Phillips,

Fejer, & Beck, 2011). Bruken av HHD er utbredt i både klinikk og forskning, og har vist god reliabilitet som målemetode for GH isometrisk rotasjonsstyrke hos både individer med og uten skuldersymptomer (Hayes et al., 2002; Holt et al., 2016). Isometriske tester av GH-rotasjonsstyrke utført med skulderen i samme utgangsstilling som ved våre isokinetiske styrketester er sammenlignet med våre resultater mer responsive for både intrarater (IR = 11,1%, UR = 16,8%) og interrater (IR = 5,8%, UR = 22,2%) (A. M. Cools et al., 2014). HHD har også blitt brukt til å undersøke eksentrisk UR- styrke, hvor MDC varierte med 18,9-25,5% for intrarater og 33,2% for interrater (Johansson et al., 2015). Vi ber leseren ta forbehold om feil hva angår MDC% verdiene i de to sistnevnte studiene til Cools et al. (2014) og Johansson et al. (2015). På grunn av at forfatterne oppga MDC basert på styrkevariabelen newton, og vi har estimert MDC på newtonmeter, måtte MDC% kalkuleres for å kunne sammenligne responsiviteten til målemetodene. Ved hjelp av gjennomsnittsmålingene og MDC oppgitt i resultattabellene til Cools et al. (2014) og Johansson et al. (2015) har vi selv kalkulert MDC% for disse studiene.

5.3 Statistiske metoder

I reliabilitetsstudien ble ICC brukt som uttrykk for relativ reliabilitet. Absolutt reliabilitet ble estimert med SEM/SEM% og LOA, mens MDC/MDC% ble brukt som mål for responsiviteten til målemetoden.

5.3.1 Relativ reliabilitet

ICC tar høyde for både systematisk og tilfeldige variasjon, og er hyppig brukt som korrelasjonskoeffisient og reliabilitetsmål i reliabilitetsstudier (Koo & Li, 2016). Korrelasjonen reflekterer grad av samsvar mellom målinger, og testens evne til å skille mellom individer til tross for målevariasjon (de Vet et al., 2006). Estimaten uttrykker variabiliteten til utvalget, og representerer målemetodens egenskaper basert på det aktuelle utvalget (de Vet et al., 2006). Det vil si at i hvilken grad man kan tilskrive isokinetiske styrketester reliabilitet avhenger av heterogeniteten til utvalget som undersøkes.

Vi samlet data for styrkevariablene PT og AvgPT. PT representerte høyeste score av antall forsøk i en test, mens AvgPT er det gjennomsnittlige resultatet. Et ICC estimat basert på enkeltverdier og gjennomsnittsverdier beregnes forskjellig. Hvilken ICC-modell man skal bruke avhenger av om det brukes en enveis- eller toveis variansanalyse (ANOVA), blandet -

eller tilfeldig effektmodell, inklusjon (agreement) eller eksklusjon av (consistency) systematisk målefeil, og om man behandler enkel- eller gjennomsnittsscore. «Agreement» inkluderer for tilfeldig og systematisk variasjon, mens «consistency» inkluderer kun for tilfeldig variasjon (Weir, 2005).

For PT variabelen benyttet vi $ICC_{2,1}$ for interrater (toveis ANOVA, tilfeldig effektmodell, agreement, enkel score) og $ICC_{3,1}$ for intrarater (toveis ANOVA, blandet effektmodell, agreement, enkel score). For AvgPT variabelen benyttet vi $ICC_{2,k}$ for interrater (toveis ANOVA, tilfeldig effektmodell, agreement, gjennomsnittsscore) og $ICC_{3,k}$ for intrarater (toveis ANOVA, blandet effektmodell, agreement, gjennomsnittsscore).

Modell 3 ($ICC_{3,1/3,k}$) benyttes vanligvis for intrarater og test-retest analyser (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014; Weir, 2005), og er objektiv uansett utvalgsstørrelse (Hopkins, 2000). Selv om de andre reliabilitetsstudiene undersøkte intrarater/test-retest reliabilitet, refererte de til ICC-modell 2 i stedet for modell 3. Det tolkes som at studienes mål var å generalisere, hvilket man ikke kan om modell 3 benyttes.

Til tross for modell 3 sine begrensninger for generalisering valgte vi å bruke denne som estimat for intrarater reliabilitet. Valget begrunnes av teoretiske anbefalinger (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2014; Weir, 2005), og av det faktum at formålet var å estimere reliabiliteten til måleapparatet basert på våre testere, ikke å generalisere til andre testere. Det var på forhånd planlagt at testansvarlige i reliabilitetsstudien skulle gjennomføre datainnsamlingen i senere delprosjekter i hovedstudien. Vi så derfor ikke behovet for å generalisere resultatet. Ved å inkludere for systematiske målefeil i variasjonsanalysen fikk vi i tillegg et konservativt mål på intrarater reliabiliteten

Lave ICC verdier kan skyldes manglende samsvar mellom testere eller repeterte måling (Koo & Li, 2016). Andre faktorer kan være liten spredning i dataene, få deltakere, eller skyldes få testere (Denegar & Ball, 1993; Koo & Li, 2016). Ideelt bør en reliabilitetsstudie ha minst 30 heterogene deltakere og minst 3 testere (Koo & Li, 2016). Vi hadde 2 testere og 15 homogene deltakere i vår studie. Basert på dette og tidligere metodisk diskusjon kunne vi sannsynligvis oppnådd høyere ICC verdier ved å inkludere mer enn to testere og minst doblet antall deltakere. Målevariasjon kunne sannsynligvis vært redusert ved å ha en forsøksrunde i forkant av datainnsamlingen for å unngå en eventuell læringseffekt mellom t1 og t2. Faktorer tilhørende testprosedyren, som fiksering av deltakere er også diskutert som tiltak som kan utbedres for å redusere målevariasjon.

5.3.2 Absolutt reliabilitet

Absolutt reliabilitet representerer samsvar (agreement) av resultatet mellom testrundene for de individuelle deltakerne (within-subject) i studien (de Vet et al., 2006). For å belyse dette benyttet vi oss av de statistiske metodene SEM/SEM% og LOA. Av studiene vi sammenlignet resultatene med oppga fire studier estimat på SEM (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018; Meeteren et al., 2002; Plotnikoff & MacIntyre, 2002). To av studiene estimerte SEM som oss fra ligningen $SEM = SD \cdot \sqrt{(1-ICC)}$ (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018). Meeteren et al. (2002) uttrykte SEM fra feilkomponenten fra ANOVA ($\sqrt{\text{mean error variance}}$), mens Plotnikoff & Macintyre (2002) ikke oppga estimeringsmetode. En beregning av SEM fra feilkomponenten i ANOVA gir et estimat uavhengig av ICC-modell og utvalgets heterogenitet (Weir, 2005). Det gjør sammenligning på kryss av studier lettere. Til sammenligning påvirkes estimeringsmetoden av SEM fra SD og ICC av utvalgets heterogenitet, og er derfor bare representativt for et utvalg med tilsvarende variabilitet (de Vet et al., 2006). Vi tok høyde for dette ved å rekruttere kandidater til reliabilitetsstudien som var representative for hovedstudiens målgruppe (friske håndballspillere på ungdomsnivå). Studiene som delte flest metodiske likheter med oss estimerte også SEM fra SD og ICC (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018).

Som tidligere beskrevet har SEM begrensning i å bare representere 68% av variabiliteten til målingene. Det er derfor 32% sjans for at en sann score befinner seg utenfor $\pm 1SEM$ av observert score (Atkinson & Nevill, 1998). Dette kompenseres av beregning av MDC som danner et 95% KI rundt SEM estimatet. I tillegg ble LOA beregnet. LOA forteller oss med 95% sikkerhet at enkeltindividenes variasjon mellom testrunder vil falle innenfor de estimerte grensene (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000). LOA for alle de individuelle styrketestene ble presentert visuelt i Bland-Altman plot. Det var ingen av sammenligningsstudiene som benyttet seg av LOA og Bland-Altman plot. Meeteren et al. (2002) brukte et lignende «scatter plot» for å visualisere variasjonen opp mot gjennomsnittet av målingene, men dette plottet var basert på rådata etter logaritmisk transformasjon, og kunne ikke sammenlignes.

5.3.1 Måling av responsivitet

Vi brukte SEM til å estimere MDC for de spesifikke isokinetiske styrketestene. MDC ble estimert ved å danne et 95% KI rundt SEM verdien med ligningen: $MDC = SEM \times 1,96 \times \sqrt{2}$. En retest score over eller under MDC representerer i 95% av tilfellene en reel endring i isokinetisk styrke (Weir, 2005). Størrelsen av målefeilene estimert ved SEM påvirker MDC direkte, som reflekterer responsiviteten til testen. MDC ansees som et konservativt estimat for å evaluere endring i funksjon, og enkelte velger å beregne MDC med 90% sikkerhet ($z = 1,65$) (Portney & Watkins, 2014). Til tross for at MDC ansees som et konservativt estimat på endring i funksjon, beregnet alle studiene som rapporterte MDC, med 95% sikkerhet (Edouard et al., 2013; Habets et al., 2018; Meeteren et al., 2002).

5.4 Kliniske implikasjoner

Vi har undersøkt reliabiliteten til isokinetiske styrketester for GH-rotasjonsstyrke for friske håndballspillere på ungdomsnivå. Dette var nødvendig for å kartlegge hvor reliable og reproducerbare testene var for ulike testere (interrater) og samme tester (intrarater) på et representativt utvalg for deltakere i hovedprosjektet. Vi fikk også testet ut testprosedyrer og testprotokoll, og undersøkt om det var systematiske forskjeller mellom testere og retester. Ved å beregne minste reelle endring kan endringer i muskelstyrke for deltakerne i hovedstudien vektas som reelle eller ikke. Det er viktig å understreke at reliabilitet- og reproducerbarhetsestimater kun er representativt for et utvalg med lignende karakteristika.

Reliabiliteten og reproducerbarheten varierte for de ulike styrketestene. Målevariasjonen var mindre for håndballspillerne ved test av UR-styrke og konsentriske tester. Det var minst variasjon på den tregeste konsentriske testen (K60). Styrkevariabelen basert på gjennomsnittresultat (AvgPT) kom bedre ut enn beste enkeltverdi (PT) på reliabilitet og målevariasjon. AvgPT er derimot et gjennomsnittresultat og ikke et mål som representerer maksstyrke like godt som PT. Det var systematiske forskjeller mellom testere og testrunder. Det kan være et resultat av at testerne gjorde testingen systematisk forskjellig og at det er behov for bedre samkjøring. For å minimere målevariasjon fra læringseffekt kan en tilvenningsrunde før datainnsamlingen vurderes, eller man kan implementere prøveforsøk med maksimal innsats (Habets et al., 2018). Det bør legges til rette for enklere innstilling av testtriggen, samt utbedringer av prosedyre for posisjonering og fiksering av deltakernes skulder. Dette må deretter standardiseres for begge testerne før datainnsamling i hovedstudien. Gjennomsnittresultatet for alle tester viste lik relativ reliabilitet (ICC) for inter

– og intrarater, mens absolutt reliabilitet (SEM/SEM%, LOA) og responsivitet (MDC/MDC%) var noe lavere for intrarater, spesielt for de eksentriske styrketestene (E60). Sammenlignet med resultater fra andre studier er deler av testbatteriets reliabilitets-, reproduserbarhets- og responsivitets- resultater akseptable. Med MDC% som varierer 17,3-41% stiller vi oss likevel tvilende til om de isokinetiske målingene er gode nok til å fange opp endringer som kan være av klinisk relevans for deltakerne i hovedstudien.

Det er vanskelig å se bort fra fordelene med HHD med tanke på hvor portable og tilgjengelige det er (A. M. Cools et al., 2014; Stark et al., 2011). Inter- og intrareliabiliteten for målinger av GH- rotasjonsstyrke hos idrettsutøvere i kastidretter og individer med skulderpatologi er i tillegg god til høy (G. Fieseler et al., 2017; Georg Fieseler et al., 2015). Holt et al. (2016) fant i tillegg moderat til svært sterk korrelasjon mellom målinger gjort med HHD og isokinetisk dynamometer. Med dette tatt i betraktning og avhengig av resultatene fra den testprotokollen fra den parallelle reliabilitetsstudien kan det være at HHD er bedre egnet for å evaluere muskelstyrke i fremtidige prosjekter.

6.Konklusjon

I denne pilotstudien ble inter- og intrarater reliabiliteten for tre isokinetiske styrketester av glenohumeral innad- og utadrotasjonsstyrke undersøkt på håndballspillere i ungdomsalder. ICC verdiene vitnet generelt om god til høy relativ reliabilitet for både inter- og intrarater. Den absolutte reliabiliteten var mindre god, og viste stor individuell variasjon mellom repeterte målinger for håndballspillerne. SEM estimatene viste til større målevariasjoner for styrkemålinger av konsentrisk innadrotasjon og eksentriske tester generelt. I følge undersøkelsene var konsentriske tester for utadrotasjon best egnet til å evaluere muskelstyrke, hvor SEM% verdiene var akseptable (< 10%). Det må likevel til en endring på over 25% i *peak torque* eller over 18,1% i *average peak torque* for at endringen skal reflektere en reell endring i konsentrisk utadrotasjonsstyrke.

Resultatene fra denne pilotstudien bør tolkes med forsiktighet. Studien hadde metodiske svakheter som i høy grad kan ha bidratt til målevariasjonen vi observerte for de isokinetiske styrketestene. Før videre anvendelse av de isokinetiske testene bør testprosedyren utbedres. Å minimere effekten av læring mellom testrunder ansees spesielt viktig for å øke reproduserbarhet og responsivitet.

Referanser

- Ali Taha, S., Akl, A.-R., & Zayed, M. (2015). *Electromyographic Analysis of Selected Upper Extremity Muscles during Jump Throwing in Handball* (Vol. 3).
- Andersson, S. H., Bahr, R., Clarsen, B., & Myklebust, G. (2017). Preventing overuse shoulder injuries among throwing athletes: a cluster-randomised controlled trial in 660 elite handball players. *51*(14), 1073-1080. Retrieved from <https://bjsm.bmj.com/content/bjsports/51/14/1073.full.pdf>. doi:10.1136/bjsports-2016-096226 %J British Journal of Sports Medicine
- Andersson, S. H., Bahr, R., Clarsen, B., & Myklebust, G. (2018). Risk factors for overuse shoulder injuries in a mixed-sex cohort of 329 elite handball players: previous findings could not be confirmed. *52*(18), 1191-1198. Retrieved from <https://bjsm.bmj.com/content/bjsports/52/18/1191.full.pdf>. doi:10.1136/bjsports-2017-097648 %J British Journal of Sports Medicine
- Andrade, M. D. S., Fleury, A. M., de Lira, C. A. B., Dubas, J. P., & da Silva, A. C. (2010). Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of sports sciences*, *28*(7), 743-749.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*, *26*(4), 217-238. Retrieved from <https://link.springer.com/content/pdf/10.2165%2F00007256-199826040-00002.pdf>. doi:10.2165/00007256-199826040-00002
- Bahr, R., McCrory, P., Bolic, T., & Prøis, L.-A. (2014). *Idrettsskader : diagnostikk og behandling*. Bergen: Fagbokforl.
- Beaton, D. E., Bombardier, C., Katz, J. N., & Wright, J. G. (2001). A taxonomy for responsiveness. *Journal of Clinical Epidemiology*, *54*(12), 1204-1217. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895435601004073>. doi:[https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(01\)00407-3](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(01)00407-3)
- Berckmans, K., Maenhout, A. G., Matthijs, L., Pieters, L., Castelein, B., & Cools, A. M. (2017). The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. *Physical Therapy in Sport*, *27*, 65-75.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, *1*(8476), 307-310.
- Borms, D., Maenhout, A., & Cools, A. M. (2016). Upper Quadrant Field Tests and Isokinetic Upper Limb Strength in Overhead Athletes. *Journal of athletic training*, *51*(10), 789-796.

- Bozzo, A., Oitment, C., Thornley, P., Yan, J., Habib, A., Hoppe, D. J., . . . Ayeni, O. R. (2017). Humeral Avulsion of the Glenohumeral Ligament: Indications for Surgical Treatment and Outcomes-A Systematic Review. *Orthop J Sports Med*, 5(8), 2325967117723329. doi:10.1177/2325967117723329
- Brehm, M. A., Scholtes, V. A., Dallmeijer, A. J., Twisk, J. W., & Harlaar, J. (2012). The importance of addressing heteroscedasticity in the reliability analysis of ratio-scaled variables: an example based on walking energy-cost measurements. *Dev Med Child Neurol*, 54(3), 267-273. Retrieved from <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1469-8749.2011.04164.x>. doi:10.1111/j.1469-8749.2011.04164.x
- Brown, L. (2000). *Isokinetics in Human Performance* (Vol. 32).
- Brukner, P., & Khan, K. (2017). *Brukner & Khan's clinical sports medicine : injuries : Vol. 1* (5th ed. ed. Vol. Vol. 1). North Ryde: McGraw-Hill.
- Cadogan, A., Laslett, M., Hing, W., McNair, P., & Williams, M. (2011). Reliability of a new hand-held dynamometer in measuring shoulder range of motion and strength. *Man Ther*, 16(1), 97-101. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X10000809?via%3Dihub>. doi:10.1016/j.math.2010.05.005
- Carter, R., Lubinsky, J., Domholdt, E. . (2011). *REHABILITATION RESEARCH: PRINCIPLES AND APPLICATIONS, Fourth Edition* (Fourth Edition ed.). 3251 Riverport Lane, St.Louis, Missouri 63043: Elsevier Saunders.
- Castro, M. P. d., Fonseca, P., Morais, S. T., Borgonovo-Santos, M., Coelho, E. F. C., Ribeiro, D. C., & Vilas-Boas, J. P. (2017). Functional shoulder ratios with high velocities of shoulder internal rotation are most sensitive to determine shoulder rotation torque imbalance: a cross-sectional study with elite handball players and controls. *Sports biomechanics*, 1-12.
- Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., Munk, R., & Myklebust, G. (2014). Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. 48(17), 1327-1333. Retrieved from <https://bjsm.bmj.com/content/bjsports/48/17/1327.full.pdf>. doi:10.1136/bjsports-2014-093702 %J British Journal of Sports Medicine
- Clarsen, B., Myklebust, G., & Bahr, R. (2013). Development and validation of a new method for the registration of overuse injuries in sports injury epidemiology: the Oslo Sports Trauma Research Centre (OSTRC) overuse injury questionnaire. *Br J Sports Med*,

- 47(8), 495-502. Retrieved from <https://bjism.bmj.com/content/bjsports/47/8/495.full.pdf>.
- Codine, P., Bernard, P. L., Pocholle, M., Benaim, C., & Brun, V. (1997). Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc*, 29(11), 1400-1405.
- Computer Sports Medicine Inc. (2006). HUMAC®/NORM™ Testing & rehabilitation system - User's Guide, Model 770. Retrieved from http://www.csmisolutions.com/sites/default/files/300004d-409_humac_norm_user_guide_english_0.pdf?fbclid=IwAR1U6qQoLCEF44Y9xnKD7Z910BQw1GRk8uY5xcnVcpXdOo4AsK5sg4grW8
- Cools, A. M., Cambier, D., & Witvrouw, E. E. (2008). Screening the athlete's shoulder for impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder pathology. *Br J Sports Med*, 42(8), 628-635. Retrieved from <https://bjism.bmj.com/content/bjsports/42/8/628.full.pdf>. doi:10.1136/bjism.2008.048074
- Cools, A. M., De Wilde, L., Van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C. (2014). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *J Shoulder Elbow Surg*, 23(10), 1454-1461. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274614000378?via%3Dihub>. doi:10.1016/j.jse.2014.01.006
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Braz J Phys Ther*, 19(5), 331-339. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4647145/pdf/rbfis-19-05-0331.pdf>. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0109
- Cools, A. M., Vanderstukken, F., Vereecken, F., Duprez, M., Heyman, K., Goethals, N., & Johansson, F. (2016). Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(12), 3838-3847. Retrieved from <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00167-015-3755-9.pdf>.
- Croix, M. B. D. S., Deighan, M. A., & Armstrong, N. (2003). Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. *Sports Medicine*, 33(10), 727-743.
- Dahl, H. A., & Rinvik, E. (2007). Menneskets funksjonelle anatomi. *Cappelen akademiske forlag*.

- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033-1039. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895435606000291>
[https://www.jclinepi.com/article/S0895-4356\(06\)00029-1/fulltext](https://www.jclinepi.com/article/S0895-4356(06)00029-1/fulltext)
[https://www.jclinepi.com/article/S0895-4356\(06\)00029-1/pdf](https://www.jclinepi.com/article/S0895-4356(06)00029-1/pdf).
doi:<https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.10.015>
- Denegar, C. R., & Ball, D. W. (1993). Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2(1), 35-42.
- Dillman, C. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(2), 402-408.
- dos Santos Andrade, M., de Lira, C. A. B., Vancini, R. L., de Almeida, A. A., Benedito-Silva, A. A., & da Silva, A. C. (2013). Profiling the isokinetic shoulder rotator muscle strength in 13-to 36-year-old male and female handball players. *Physical Therapy in Sport*, 14(4), 246-252.
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91(1), 22-29. doi:10.1007/s00421-003-0933-0
- Dvir, Z. (2000). Isokinetic Muscle Testing: Reflections on Future Venues. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 18(2), 41-46. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013702500180029>. doi:[https://doi.org/10.1016/S1013-7025\(00\)18002-9](https://doi.org/10.1016/S1013-7025(00)18002-9)
- Dvir, Z. (2014). Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test parameters: Some critical comments. *Mov Sport Sci/Sci Mot*(85), 15-21. Retrieved from <https://doi.org/10.1051/sm/2013088>.
- Edouard, P., Degache, F., Oullion, R., Plessis, J.-Y., Gleizes-Cervera, S., & Calmels, P. (2013). Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *International journal of sports medicine*, 34(07), 654-660.
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Cervera, S. G., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3), 367-383.

- Ellenbecker, T. S., & Mattalino, A. J. (1997). Concentric isokinetic shoulder internal and external rotation strength in professional baseball pitchers. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25(5), 323-328. doi:10.2519/jospt.1997.25.5.323
- Feltner, M., & Dapena, J. (1986). Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(4), 235-259.
- Fieseler, G., Laudner, K. G., Irlenbusch, L., Meyer, H., Schulze, S., Delank, K. S., . . . Schwesig, R. (2017). Inter- and intrarater reliability of goniometry and hand held dynamometry for patients with subacromial impingement syndrome. *J Exerc Rehabil*, 13(6), 704-710. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5747206/pdf/jer-13-6-704.pdf>. doi:10.12965/jer.1735110.555
- Fieseler, G., Molitor, T., Irlenbusch, L., Delank, K.-S., Laudner, K. G., Hermassi, S., & Schwesig, R. (2015). Intrarater reliability of goniometry and hand-held dynamometry for shoulder and elbow examinations in female team handball athletes and asymptomatic volunteers. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 135(12), 1719-1726. Retrieved from <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2331-6>
<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00402-015-2331-6.pdf>. doi:10.1007/s00402-015-2331-6
- Fleck, S. (1983). Interval: Physiological basis. 5(5), 40-40. Retrieved from https://journals.lww.com/nsca-scj/Fulltext/1983/10000/Interval_Physiological_basis.8.aspx.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1996). Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Medicine*, 21(6), 421-437.
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Delvaux, F., Kaux, J.-F., Crielaard, J.-M., & Gleizes-Cervera, S. (2018). Preseason Strength Assessment of the Rotator Muscles and Shoulder Injury in Handball Players. *Journal of athletic training*.
- Frisiello, S., Gazaille, A., O'Halloran, J., Palmer, M. L., & Waugh, D. (1994). Test-retest reliability of eccentric peak torque values for shoulder medial and lateral rotation using the Biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther*, 19(6), 341-344. doi:10.2519/jospt.1994.19.6.341
- Gaudet, S., Tremblay, J., & Dal Maso, F. (2018). Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *Journal of sports sciences*, 36(18), 2121-2128. Retrieved from <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1440513>. doi:10.1080/02640414.2018.1440513

- Guyatt, G. H., Deyo, R. A., Charlson, M., Levine, M. N., & Mitchell, A. (1989). Responsiveness and validity in health status measurement: a clarification. *J Clin Epidemiol*, 42(5), 403-408.
- Habets, B., Staal, J. B., Tijssen, M., & Cingel, R. (2018). Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. *BMC research notes*, 11(1), 15.
- Hayes, K., Walton, J. R., Szomor, Z. L., & Murrell, G. A. (2002). Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg*, 11(1), 33-39. doi:10.1067/mse.2002.119852
- Hazra, A., & Gogtay, N. (2016). *Biostatistics Series Module 6: Correlation and Linear Regression* (Vol. 61).
- Hess, S. A., Richardson, C., Darnell, R., Friis, P., Lisle, D., & Myers, P. (2005). Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35(12), 812-820. doi:10.2519/jospt.2005.35.12.812
- Holt, K. L., Raper, D. P., Boettcher, C. E., Waddington, G. S., & Drew, M. K. (2016). Hand-held dynamometry strength measures for internal and external rotation demonstrate superior reliability, lower minimal detectable change and higher correlation to isokinetic dynamometry than externally-fixed dynamometry of the shoulder. *Phys Ther Sport*, 21, 75-81. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X16300578?via%3Dihub>. doi:10.1016/j.ptsp.2016.07.001
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15. Retrieved from <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>. doi:10.2165/00007256-200030010-00001
- Jee, Y.-S. (2015). Usefulness of measuring isokinetic torque and balance ability for exercise rehabilitation. *J Exerc Rehabil*, 11(2), 65-66. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25960977>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/PMC4415751/>. doi:10.12965/jer.150197
- Johansson, F. R., Skillgate, E., Lapauw, M. L., Clijmans, D., Deneulin, V. P., Palmans, T., . . . Cools, A. M. (2015). Measuring Eccentric Strength of the Shoulder External Rotators Using a Handheld Dynamometer: Reliability and Validity. *J Athl Train*, 50(7), 719-725. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4532183/pdf/i1062-6050-50-7-719.pdf>. doi:10.4085/1062-6050-49.3.72

- Junge, A., Langevoort, G., Pipe, A., Peytavin, A., Wong, F., Mountjoy, M., . . . Dvorak, J. (2006). Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *Am J Sports Med*, 34(4), 565-576. doi:10.1177/0363546505281807
- Kibler, W. B., Kuhn, J. E., Wilk, K., Sciascia, A., Moore, S., Laudner, K., . . . Uhl, T. (2013). The Disabled Throwing Shoulder: Spectrum of Pathology—10-Year Update. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29(1), 141-161.e126. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0749806312017525>. doi:<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.10.009>
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Thomas, S. J. (2012). Glenohumeral internal rotation deficit: pathogenesis and response to acute throwing. *Sports medicine and arthroscopy review*, 20(1), 34-38.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4913118/>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4913118/pdf/main.pdf>. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Krithikadatta, J. (2014). Normal distribution. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 17(1), 96-97. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24554873>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/PMC3915399/>. doi:10.4103/0972-0707.124171
- Langevoort, G., Myklebust, G., Dvorak, J., & Junge, A. (2007). Handball injuries during major international tournaments. *Scand J Med Sci Sports*, 17(4), 400-407. Retrieved from <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1600-0838.2006.00587.x>. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00587.x
- Leggin, B. G., Neuman, R. M., Iannotti, J. P., Williams, G. R., & Thompson, E. C. (1996). Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(1), 18-24.
- Lund, H., Sondergaard, K., Zachariassen, T., Christensen, R., Bulow, P., Henriksen, M., . . . Bliddal, H. (2005). Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct Imaging*, 25(2), 75-82. Retrieved from <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1475-097X.2004.00593.x>. doi:10.1111/j.1475-097X.2004.00593.x

- Malerba, J. L., Adam, M. L., Harris, B. A., & Krebs, D. E. (1993). Reliability of dynamic and isometric testing of shoulder external and internal rotators. *J Orthop Sports Phys Ther*, *18*(4), 543-552. doi:10.2519/jospt.1993.18.4.543
- Marieb, E. N., Hoehn, K. . (2010). *Human anatomy & physiology* (Eight edition ed.). Boston: Pearson.
- McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological methods*, *1*(1), 30.
- McMaster, W. C., Long, S. C., & Caiozzo, V. J. (1991). Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *Am J Sports Med*, *19*(1), 72-75. doi:10.1177/036354659101900112
- Meeteren, J., Roebroek, M. E., & Stam, H. J. (2002). Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J Rehabil Med*, *34*(2), 91-95.
- Myklebust, G., Hasslan, L., Bahr, R., & Steffen, K. (2013). High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scand J Med Sci Sports*, *23*(3), 288-294.
- Noffal, G. J. (2003). Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med*, *31*(4), 537-541. doi:10.1177/03635465030310041001
- Pappas, A. M., Zawacki, R. M., & Sullivan, T. J. (1985). Biomechanics of baseball pitching: a preliminary report. *Am J Sports Med*, *13*(4), 216-222.
- Plotnikoff, N. A., & MacIntyre, D. L. (2002). Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med*, *12*(6), 367-372.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2014). *Foundations of clinical research : applications to practice* (3rd ed. ed.). Harlow: Pearson Education Limited.
- Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R., & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening : i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal undervisning.
- Robert van Cingel, P., Habets, B., Willemsen, L., & Staal, B. (2017). Shoulder Dynamic Control Ratio and Rotation Range of Motion in Female Junior Elite Handball Players and Controls.

- Rousanoglou, E., Noutsos, K., Bayios, I., & Boudolos, K. (2014). *Electromyographic Activation Patterns during Handball Throwing By Experts and Novices* (Vol. J Athl Enhancement 2014, 3:2).
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*, 86(2), 420.
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J., Fejer, R., & Beck, R. (2011). *Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review* (Vol. 3).
- Toyoshima, S., & Miyashita, M. (1973). Force-Velocity Relation in Throwing. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 44(1), 86-95. Retrieved from <https://doi.org/10.1080/10671188.1973.10615180>. doi:10.1080/10671188.1973.10615180
- Van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2007). A three-dimensional analysis of overarm throwing in experienced handball players. *Journal of applied biomechanics*, 23(1), 12-19.
- Van der Helm, F. C. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 527-550.
- Vlak, T., & Pivalica, D. (2004). Handball: the beauty or the beast. *Croatian medical journal*, 45(5), 526-530.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1), 231-240. doi:10.1519/15184.1
- Whitley, E., & Ball, J. (2002). Statistics review 2: samples and populations. *Critical care (London, England)*, 6(2), 143-148. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11983040>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/PMC137296/>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC137296/pdf/cc1473.pdf>. doi:10.1186/cc1473
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1997). Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(6), 364-379.
- Winter, E. M., Jones, A.M., Davison, R.C., Bromley, P.D., Mercer, T.H. (2007). *Sport and Exercise Physiology Testing Guidelines: Volume II - Exercise and Clinical Testing*. Oxford, England.: Routledge.

Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M., Hazneci, B., & Kalyon, T. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports*, *16*(3), 174-180.

Zanca, G. G., Oliveira, A. B., Saccol, M. F., Ejnisman, B., & Mattiello-Rosa, S. M. (2011). Functional torque ratios and torque curve analysis of shoulder rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms. *J Sports Sci*, *29*(15), 1603-1611. doi:10.1080/02640414.2011.608702

Vedlegg

Vedlegg 1. Testprotokoll

Vedlegg 2. Oppvarmingsøvelser

Vedlegg 3. Tabell ME og CV_{ME} interrater og intrarater

Vedlegg 4. Godkjenning REK hovedstudie

Vedlegg 5. Godkjenning REK pilotstudie

Vedlegg 6. Informasjon om studien og informert samtykke

Vedlegg 7. Forskjeller mellom kjønn og skuldre

Vedlegg 8. Tabell deskriptive data for *average peak torque* variabelen for interrater og intrarater

Vedlegg 9. Tabell reliabilitet for *average peak torque* variabelen for interrater og intrarater

Vedlegg 10. Bland-Altman plott for interrater

Vedlegg 11. Bland-Altman plott for intrarater

Vedlegg 1 Testprotokoll

Forberedelse og innstillinger:

- Start opp PC og logg inn på bruker uten passord.
- Start opp Humac programvare på skrivebordet.
- Kjør kalibreringstest.
- Drei dynamometerarmen med klokken opp i vertikal stilling om orientert nedover og flytt ROM-stoppere etter.
- Still inn «rigg» etter tabell 1.
- Monter ekstraustyr (forelengerarm og albuestøtte).
- Lag profil til testperson og legg inn:
 - Id-nummer, høyde, vekt, kjønn og dominant arm.
- Velg test «shoulder internal-external rotation 90° abduction».
- Legg inn testprotokoll konsentrisk 60°/sek, konsentrisk 300°/sek og eksentrisk 60°/sek. Legg inn antall prøveforsøk (3) og pause (30s), antall maksforsøk (5) og pause (60s), ønsket leddutslag (40° IR og 80° UR) og dreiemoment på dynamometerhode (100Nm).

Tabell: Innstillinger av Humac «rigg».

Komponenter	Innstilling	Høyre	Venstre
Stol rotasjon	37°	Svart	Grønn
Stolrygg vinkel	0°		
Stolsete posisjon	flat		
Dynamometer tilt	0°		
Dynamometer høyde	5		
Dynamometer rotasjon	37°	Svart	Grønn
Monorail skala	57°		

Instrukser før og under test:

- Du får 3 submaksimale forsøk for tilvenning til hver testhastighet. Deretter følger 60 sekunder pause, før testen starter. Ved selve testen utføres 5 forsøk hvor du gir alt du har. Jeg vil si fra når du kan starte, telle repetisjoner og si fra når du er ferdig.
- Du skal ikke se på skjermen under testen. Gi beskjed hvis du får smerter under testen.

Utførelse av test:

1. Randomisering av test-arm (myntkast) hos første testperson.
2. Gjennomføring av oppvarmingsprogram: skulderfleksjon, skulderabduksjon, sirkelbevegelser («med klokken») med utgangsstilling 90° skulderabduksjon, og push-up inntil benk. Alle øvelsene utføres 10 repetisjoner.
3. Legg forsøkspersonen i ryggliggende på benken med pute under hodet, skulderen i 90° abduksjon i frontalplan slik at humerusskaftet er orientert perpendikulært mot dreiningsaksen til dynamometerhodet. Albuen legges i albuestøtte med 90° fleksjon og fikseres med borrelåsbånd. Fest og stram til 4-punktssele.
4. Konsentrisk test $60^\circ/\text{sek}$: 3x submaksimale forsøk, 30 sek pause, 5 x maksimale forsøk, 60 sek pause.
 - a. Registrer eventuell smerte på NPR skala (Gjelder punkt 5 og 6 også).
5. Konsentrisk test $300^\circ/\text{sek}$: 3x submaksimale forsøk, 30 sek pause, 5 x maksimale forsøk, 60 sek pause.
6. Eksentrisk test $60^\circ/\text{sek}$: 3x submaksimale forsøk, 30 sek pause, 5 x maksimale forsøk, 60 sek pause.

Gjenta trinn 4, 5 og 6 på motsatt arm.

Vedlegg 2a Oppvarmingsøvelser

Øvelse 1: fleksjon.

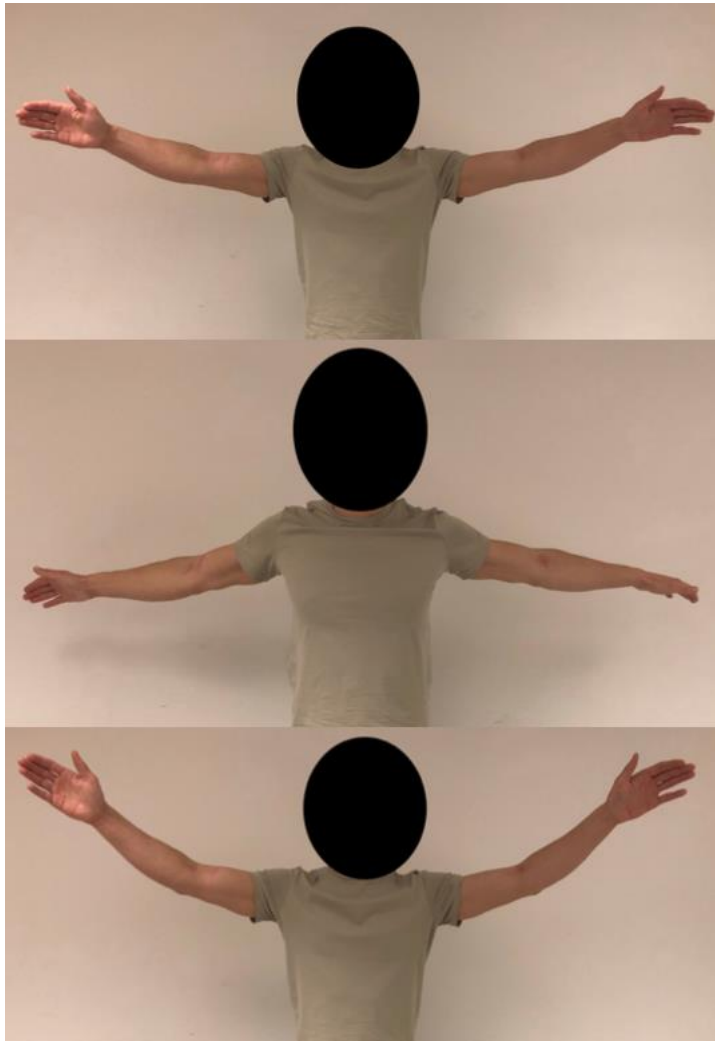


Øvelse 2: abduksjon.



Vedlegg 2b Oppvarmingsøvelser

Øvelse 3: Sirkumduksjon.



Øvelse 4: Armhevinger mot benk.



Vedlegg 3 Tabell ME og CV_{ME} interrater og intrarater

Tabell 8: Metodefeil og prosentvis variasjon for de ulike isokinetiske styrketestene for interrater.

	PEAK TORQUE		AVERAGE PEAK TORQUE	
	ME (Nm)	CV _{ME} (%)	ME (Nm)	CV _{ME} (%)
Konsentrisk 60°/sek				
IRHØ	3,1	11,2%	3,0	11,6%
IRVE	2,9	11,2%	3,2	13,5%
URHØ	1,8	6,7%	1,4	5,5%
URVE	1,7	6,4%	2,2	9,1%
Konsentrisk 300°/sek				
IRHØ	3,2	13,6%	2,5	12,3%
IRVE	2,8	12,3%	2,7	14,2%
URHØ	1,5	7,4%	1,2	6,6%
URVE	1,5	8,1%	1,0	5,7%
Eksentrisk 60°/sek				
IRHØ	4,5	12,8%	5,0	16,1%
IRVE	5,2	15,4%	5,6	18,9%
URHØ	4,0	11,9%	3,2	10,3%
URVE	4,4	13,2%	3,6	12,3%

IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre, VE = venstre, ME = metodefeil ($ME = \frac{SD_d}{\sqrt{2}}$), Nm = newton meter, CV_{ME} = prosentvis metodefeil ($CV_{ME} = (\frac{2ME}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2}) \times 100$).

Tabell 9: Metodefeil og prosentvis variasjon for de ulike isokinetiske styrketestene for intrarater.

	PEAK TORQUE		AVERAGE PEAK TORQUE	
	ME (Nm)	CV _{ME} (%)	ME (Nm)	CV _{ME} (%)
Konsentrisk 60°/sek				
IRHØ	3,1	11,2%	2,7	10,8%
IRVE	3,0	11,9%	2,7	11,6%
URHØ	2,4	9,0%	1,8	7,2%
URVE	1,8	6,5%	1,5	5,9%
Konsentrisk 300°/sek				
IRHØ	2,7	10,8%	1,8	8,8%
IRVE	3,4	13,9%	3,0	15,1%
URHØ	1,5	7,3%	1,4	7,4%
URVE	1,5	7,7%	1,1	6,2%
Eksentrisk 60°/sek				
IRHØ	3,6	10,0%	3,2	10,5%
IRVE	2,4	6,9%	2,7	9,3%
URHØ	3,7	11,2%	2,9	9,4%
URVE	3,9	12%	3,3	11,0%

IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre, VE = venstre, ME = metodefeil ($ME = \frac{SD_d}{\sqrt{2}}$), Nm = newton meter, CV_{ME} = prosentvis metodefeil ($CV_{ME} = (\frac{2ME}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2}) \times 100$).

Vedlegg 4a Godkjenning REK hovedstudie



Region: REK sør-øst	Saksbehandler: Henriette Snilsberg	Telefon: 22845531	Vår dato: 14.05.2018	Vår referanse: 2018/412/REK sør-øst B
			Deres dato: 25.04.2018	Deres referanse:

Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser

Hilde Fredriksen
Norges idrettshøgskole

2018/412 Hvordan kan vi påvirke risikofaktorene for skulderskader i håndball?

Forskningsansvarlig: Norges idrettshøgskole
Prosjektleder: Hilde Fredriksen

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 06.06.2018. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven (hfl.) § 10.

Prosjektomtale

Hensikten med prosjektet er å teste om et tidligere utviklet forebyggende oppvarmingsprogram for skulderskader i håndball påvirker risikofaktorene; utadrotasjonsstyrke og bevegelighet i skulderen. Det vil bli gjennomført en randomisert kontrollert studie på U16-18 håndballspillere, kvinner og menn, 4 lag i intervensjonsgruppen og 4 lag i kontrollgruppen. Intervensjonsgruppen vil gjennomføre treningsprogrammet 3 ganger i uken i 18 uker. Styrke- og bevegelighetstesting vil foretas før og etter intervensjonen, og registrering av skulderskader vil gjøres ukentlig via spørreskjema. Resultatene vil være nyttige for å kunne forbedre og/eller effektivisere det gjeldende forebyggingsprogrammet. Målet på sikt er å redusere risikoen for skulderskade hos den enkelte spiller, noe som bidrar til at laget vil kunne ha flere uskadede spillere tilgjengelig. En reduksjon i skader vil også redusere offentlige utgifter til utredning og behandling.

Saksgang

Komiteen behandlet første gang prosjektet i 21.03.2018. I brev datert 20.04.18 utsatte komiteen vedtak i saken. Komiteen skrev:

Prosjektet er en del av et doktorgradsprosjekt med fysioterapeut og stipendiat Hilde Fredriksen ved Norges idrettshøgskole.

Dette virker som et fornuftig anlagt prosjekt for å skaffe ny kunnskap om hvordan man best kan forhindre/ redusere skulderskader hos unge håndballutøvere. Komiteen ønsker en bedre begrunnelse for hvorfor data skal samles inn via AthleteMonitoring.com i Tyskland for deretter å returneres og analyseres ved idrettshøgskolen. Komiteen ber om en tilbakemelding vedrørende safe transfer, sikker oppbevaring og tilbakeføring. Det er uklart om monitoreringstjenesten kan beholde data for egne formål.

I informasjonskrivet står det at data anonymiseres, men det står i protokollen at det er aidentifisert. Komiteen ønsker videre en tilbakemelding på hvordan man skal håndtere data fra de som ønsker å trekke seg fra studien. Vi tror det medfører en misforståelse når det sies at data blir anonymisert, når protokoll

Besøksadresse:
Gulhaugveien 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

Vedlegg 4b Godkjenning REK hovedstudie

tydelig sier at data vil være identifiserbare gjennom en nøkkel, altså aidentifiserte data. Komiteen ber om at informasjonsskriv oppdateres med informasjon om at hvis du trekker deg skal data slettes.

Prosjektleders tilbakemelding

Prosjektleder har i sin tilbakemelding av 25.04.18 besvart som følger:

Data skal samles inn via AthleteMonitoring fordi dette er en skreddersydd applikasjon. Det finnes ikke tilsvarende norsk. Firmaet har plassert en online server i EU (AthleteMonitoring.eu), og all databehandling her vil foregå i henhold til EU's databehandlingsregler.

Det jobbes for øyeblikket med en databehandleravtale mellom Norges Idrettshøgskole og AthleteMonitoring angående safe transfer, sikker oppbevaring og tilbakeføring av data. Det presiseres at denne vil være i henhold til EU's databehandlingsregler (nåværende og kommende).

Monitoreringstjenesten kan ikke beholde data for egne formål. Dette vil stå spesifisert i kontrakten.

Kontrakten ettersendes straks den foreligger

Det er rettet opp i informasjonsskrivet at data skal aidentifiseres ikke anonymiseres. Det er også lagt til at hvis du trekker deg skal data slettes.

Komiteens vurdering

Tilbakemeldingen er vurdert av leder for REK sør-øst B på fullmakt fra komiteen, med hjemmel i helseforskningslovens § 10.

Komiteen finner at prosjektleder har svart tilfredsstillende på dens spørsmål og kommentarer. Komiteen har ingen ytterligere innvendinger til at prosjektet gjennomføres slik det nå foreligger.

Vedtak

Komiteen godkjenner prosjektet i henhold til helseforskningsloven § 9 og § 33.

Godkjenningen er gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknaden.

Tillatelsen gjelder til 31.12.2019. Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene likevel bevares inntil 31.12.2024. Opplysningene skal lagres aidentifisert, dvs. atskilt i en nøkkel- og en opplysningsfil. Opplysningene skal deretter slettes eller anonymiseres, senest innen et halvt år fra denne dato.

Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder "Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse- og omsorgssektoren"

Sluttmelding og søknad om prosjektendring

Prosjektleder skal sende sluttmelding til REK sør-øst på eget skjema, jf. hfl. § 12. Prosjektleder skal sende søknad om prosjektendring til REK sør-øst dersom det skal gjøres vesentlige endringer i forhold til de opplysninger som er gitt i søknaden, jf. hfl. § 11.

Klageadgang

Du kan klage på komiteens vedtak, jf. forvaltningslovens § 28 flg. Klagen sendes til REK sør-øst B. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom vedtaket opprettholdes av REK sør-øst B, sendes klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag for endelig vurdering.

Med vennlig hilsen

Ragnhild Emblem
Prof. Dr. Med
Leder REK sør-øst B

Henriette Snilsberg

Vedlegg 5a Godkjenning REK pilotstudie



Region: REK sør-øst	Saksbehandler: Henriette Snilsberg	Telefon: 22845531	Vår dato: 05.06.2018	Vår referanse: 2018/412/REK sør-øst B
			Deres dato: 08.05.2018	Deres referanse:

Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser

Hilde Fredriksen
Sognsveien 220

2018/412 Hvordan kan vi påvirke risikofaktorene for skulderskader i håndball?

Forskningsansvarlig: Norges idrettshøgskole
Prosjektleder: Hilde Fredriksen

Vi viser til søknad om prosjektendring datert 08.05.2018 for ovennevnte forskningsprosjekt.

Vurdering

Søknaden er behandlet av sekretariatet i REK sør-øst på delegert fullmakt fra REK sør-øst B, med hjemmel i helseforskningsloven § 11.

Endringene som det søkes om er beskrevet i skjema for prosjektendringer og er beskrevet slik:

Vi ønsker å gjennomføre reliabilitetstesting av måle metodene våre, som en pilot-test i forkant av selve prosjektet.

Styrketest med håndholdt dynamometer (HHD) samt bevegelsestesting vil utføres av samme fysioterapeut på alle spillerne. Isokinetisk styrketest vil utføres av to fysioterapeuter. For å sikre best mulig datakvalitet, ønsker vi å gjennomføre reliabilitetstesting av disse måle metodene, intra-tester reliabilitet to forskjellige dager for alle testene, samt inter-tester reliabilitet (med en ukes mellomrom) for isokinetisk styrketesting.

Vi har beregnet at vi trenger å teste 32 skuldre. Antallet er basert på formelen for "limits of agreement" (LOA), samt tall fra tidligere reproduserbarhetsstudier for styrketesting med HHD: Standarddeviasjon lik 0,35 og LOA lik 0,4.

Studiepopulasjonen er håndballspillere U16-18, kvinner og menn.

Det vil benyttes statistiske (kvantitative) analysemetoder. Det vil innhentes muntlig, informert samtykke. Personidentifiserbare opplysninger erstattes med et referansenummer som viser til en adskilt navneliste (koblingsnøkkel). Straks analysene er gjort, før igangsettingen av hovedstudien, vil datamaterialet anonymiseres.

Sekretariatet i REK har vurdert den omsøkte endringen.

Det beskrives i skjema for prosjektendring at det skal innhentes muntlig samtykke. REK godkjenner ikke dette og setter som vilkår at det innhentes skriftlig samtykke fra deltakerne, jmfør helseforskningslovens §13:

Besøksadresse:
Gullhaugveien 1-3, 0484 Oslo

Telefon: 22845511
E-post: post@helseforskning.etikk.no
Web: http://helseforskning.etikk.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

Vedlegg 5b Godkjenning REK pilotstudie

Det kreves samtykke fra deltakere i medisinsk og helsefaglig forskning, med mindre annet følger av lov. Samtykket skal være informert, frivillig, uttrykkelig og dokumenterbart. Samtykket skal bygge på spesifikk informasjon om et konkret forskningsprosjekt med mindre det er adgang til å avgi et bredt samtykke, jf §14.

Vedtak

Sekretariatet godkjenner prosjektet slik det nå foreligger på følgende vilkår for det kan igangsettes:

- Det skal innhentes skriftlig samtykke fra deltakerne. Samtykkeskrivet må sendes til komiteen til orientering.

Med hjemmel i helseforskningsloven § 9 jf. 33 godkjenner komiteen at prosjektet gjennomføres under forutsetning av at ovennevnte vilkår oppfylles.

I tillegg til vilkår som fremgår av dette vedtaket, er godkjenningen gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknad og protokoll, og de bestemmelser som følger av helseforskningsloven med forskrifter.

Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder for Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse og omsorgssektoren.

REKs vedtak kan påklages, jf. forvaltningslovens § 28 flg. Eventuell klage sendes til REK sør-øst B.

Klagefristen er tre uker fra mottak av dette brevet.

Dersom vedtaket opprettholdes av REK sør-øst B, sendes klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag for endelig vurdering, jf. forskningsetikkloven § 10 og helseforskningsloven § 10.

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

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

Klageadgang

Du kan klage på komiteens vedtak, jf. helseforskningsloven § 10 og forvaltningsloven § 28 flg. Klagen sendes til REK sør-øst. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom vedtaket opprettholdes av REK sør-øst, sendes klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag for endelig vurdering.

Med vennlig hilsen

Knut W. Ruyter
avdelingsdirektør
REK sør-øst

Henriette Snilsberg
komiteseekretær

Kopi til: grethe.myklebust@nih.no

Norges idretts høyskole ved øverste administrative ledelse: postmottak@nih.no

Vedlegg 6a Informasjon om studien og informert samtykke

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

"Reliabilitetstesting av isokinetisk og isometrisk styrketest samt bevegelighet i skulderrotasjon hos håndballspillere"

Bakgrunn og formål

Denne studien er del av et større prosjekt som vil undersøke om et forebyggende skuldertreningsprogram endrer rotasjonsstyrke og -bevegelighet hos håndballspillere. For å evaluere styrken og bevegeligheten i skuldrene benyttes håndholdt dynamometer og isokinetisk dynamometer (styrke), og digitalt goniometer (bevegelighet). I **denne** studien ønsker vi å undersøke påliteligheten (reliabiliteten) som er forbundet med målesikkerheten av disse målemetodene. Resultatet av denne reliabilitetsstudien vil si hvor godt vi kan stole på målemetodene som benyttes i hovedprosjektet.

Hva innebærer deltakelse i studien for deg?

Deltagelse innebærer at du møter opp to ganger på Norges Idrettshøgskole. En gang i uke 22 og en gang i uke 23 våren 2018. I uke 22 vil vi teste bevegelighet i innad- og utadrotasjon, isometrisk (statisk styrke) og isokinetisk styrke. De isokinetiske styrketestene vil så bli gjentatt med en annen person som leder testen. Dette for å se om man får samme resultat om to forskjellige leder testene. I uke 23 vil vi på ny teste bevegelighet i innad- og utadrotasjon, isometrisk (statisk styrke) og isokinetisk styrke for å se om vi får samme resultat når vi tester samme person med en ukes mellomrom. Dette sier noe om hvor reproducerbar testen er. Du som deltaker må sette av ca. 150 minutt i uke 22 og ca. 50 minutt i uke 23. Dere kommer i par. Hvert par får 15 min informasjon før testing hvor vi trenger underskrift av informert samtykke. Er du under 16 år trenger vi samtykke fra en av dine foresatte.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Alle data vi samler inn vil bli aidentifisert og behandlet konfidensielt, og kun i forskningsøyemed. Alle som utfører testingen og forskere som benytter dataene er underlagt taushetsplikt. Prosjektet skal etter planen avsluttes 31.Mai 2019. Da vil alle data som angår deg slettes. Du som deltaker vil ikke kunne gjenkjennes da vi benytter gjennomsnittsverdier for hele utvalget når reliabiliteten beregnes.

Frivillig deltakelse

Det er helt frivillig å delta i studien. Du kan selvfølgelig trekke deg fra forsøket når som helst uten å måtte oppgi noen grunn. Da vil alle data som angår deg slettes. Dersom du ønsker å delta, underskriver du samtykkeerklæringen. Hvis du underveis ønsker å trekke deg eller har spørsmål, kan du kontakte fysioterapeut og masterstudent **Yngve Grøneng Havn** på telefonnummer 90193890, manuellterapeut og stipendiat **Hilde Fredriksen** på 23262374 eller prosjektveileder og professor **Grethe Myklebust** på 23262370.

Vedlegg 6b Informasjon om studien og informert samtykke

Samtykke til deltakelse i studien

"Reliabilitetstesting av isokinetisk og isometrisk styrketest samt bevegelighet i skulderrotasjon hos håndballspillere"

Jeg har mottatt informasjon om studien, og er villig til å delta

Sted

Dato

Signert av prosjektdeltaker

Jeg har mottatt informasjon om studien og gir mitt samtykke til at mitt barn deltar i studien

Underskrift av foreldre/foresatte
(dersom deltaker er under 16 år)

Vedlegg 7 - Forskjeller mellom kjønn og skuldre

Tabell 10: Forskjeller i PT mellom kjønn og skuldre vist som gjennomsnittlig differanse (\bar{d}) med tilhørende 95%KI.

Tester	Kjønn			Skuldre		
	IHK 1	YGH 1	YGH 2	IHK 1	YGH 1	YGH 2
Konsentrisk 60°/sek						
IRHØ	-13,2 (-22,8; -3,6) *	-12,9 (-21,6; -4,2) **	-12,6 (-20,7; -4,5) **	1,6 (-0,6; 3,8)	2,3 (-0,4; 5,0)	2,1 (-0,6; 4,7)
IRVE	-13,1 (-21,5; -4,6) **	-10,5 (-18,8; -2,2) *	-13,6 (-19; -8,3) **			
URHØ	-10,8 (-16,6; -5,0) **	-9,7 (-16,9; -2,5) *	-9,9 (-15,2; -4,6) **	0,7 (-1,4; 2,7)	0,5 (-1,9; 2,9)	0,1 (-1,1; 1,4)
URVE	-10,8 (-17,1; -4,4) **	-10,2 (-16,9; -3,6) **	-11,3 (-17,5; -5,2) **			
Konsentrisk 300°/sek						
IRHØ	-8,3 (-16,3; -0,4) *	-7,0 (-13,9; -0,1) *	-8,4 (-14,6; -2,2) *	0,3 (-2,4; 2,9)	0,2 (-1,7; 2,1)	0,1 (-1,5; 1,6)
IRVE	-7,8 (-14,7; -1,0) *	-7,8 (-13,8; -1,8) *	-8,6 (-13,6; -3,6) **			
URHØ	-5,7 (-11,8; 0,5)	-6,7 (-11,5; -1,8) *	-7,4 (-11,8; -3,1) **	1,9 (-0,1; 3,9)	0,6 (-0,9; 2,1)	1,1 (-0,1; 2,2)
URVE	-6,9 (-12,1; -1,7) *	-7,9 (-13,5; -2,3) **	-8,4 (-13,7; -3,2) **			
Eksentrisk 60°/sek						
IRHØ	-17,5 (-33,8; -1,3) *	-17,2 (-28,8; -5,6) **	-17,3 (-28,6; -5,9) **	0,4 (-4,1; 4,9)	2,6 (-0,5; 5,7)	0,6 (-2,1; 3,3)
IRVE	-19,6 (-30,7; -8,6) **	-12,1 (-22,5; -1,6) *	-14,5 (-23,3; -5,8) **			
URHØ	-11,5 (-20,8; -2,2) *	-9,7 (-20,7; 1,3)	-7,6 (-16,1; 0,9)	0,1 (-3,4; 3,6)	0,9 (-1,8; 3,5)	-0,3 (-2,9; 2,3)
URVE	-13,6 (-22,5; -4,7) **	-8,3 (-18,1; 1,5)	-11,5 (-18,2; -4,3) **			

Tabell 11: Forskjeller i AvgPT mellom kjønn og skuldre vist som gjennomsnittlig differanse (\bar{d}) med tilhørende 95%KI.

Tester	Kjønn			Skuldre		
	IHK 1	YGH 1	YGH 2	IHK 1	YGH 1	YGH 2
Konsentrisk 60°/sek						
IRHØ	-12,7 (-21,4; 4,0)	-12,8 (-21,0; -4,5) **	-11,4 (-19,0; -3,8) **	1,7 (-0,1; 3,6)	2,1 (-0,7; 4,8)	1,7 (-0,6; 4,1)
IRVE	-12,1 (-19,5; -4,6) **	-10,2 (-17,9; -2,5) *	-12,1 (-17,4; -6,8) **			
URHØ	-9,3 (-14,6; -4,0) **	-8,6 (-14,9; -2,3) *	-9,3 (-14,3; -4,4) **	1,3 (-0,6; 3,3)	0,7 (-1,1; 2,5)	0,3 (-1,0; 1,6)
URVE	-9,3 (-15,0; -3,6) **	-10,3 (-15,8) **	-10,4 (-16,0; -4,9) **			
Konsentrisk 300°/sek						
IRHØ	-9,8 (-17,1; -1,8) *	-8,7 (-15,5; -1,9) *	-10,3 (-16,4; -4,3) **	0,5 (-1,4; 2,4)	1,1 (-0,7; 2,8)	0,5 (-1,3; 2,2)
IRVE	-8,9 (-16,4; -1,4) *	-8,9 (-15,2; -2,6) **	-10,1 (-16,0; -4,2) **			
URHØ	-6,3 (-11,7; -0,8) *	-6,4 (-11,0; -1,7) *	-7,6 (-12,0; -3,2) **	1,4 (-0,2; 3,0)	0,7 (-0,7; 2,2)	1,2 (0,2; 2,2) *
URVE	-7,3 (-12,6; -1,9) *	-7,7 (-12,6; -2,7) **	-7,8 (-12,0; -3,7) **			
Eksentrisk 60°/sek						
IRHØ	-17,3 (-32,4; -2,3) *	-13,1 (-23,8; -2,4) *	-14,6 (-22,6; -6,7) **	0,3 (-4,0; 4,5)	3,1 (0,6; 5,7) *	1,5 (-1,0; 4,0)
IRVE	-17,7 (-28,6; -6,9) **	-11,5 (-21,7; -1,3) *	-12,1 (-18,2; -6,1) **			
URHØ	-10,4 (-18,3; -2,5) *	-8,8 (-17,6; 0,03)	-7,1 (-14,7; 0,5)	0,5 (-1,9; 2,8)	1,6 (-0,2; 3,4)	0,3 (-1,7; 2,3)
URVE	-11,0 (-18,8; -3,2) *	-7,2 (-15,4; 1,0)	-10,1 (-17,4; -2,7) *			

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, K60 = konsentrisk test 60° / sek, K300 = Konsentrisk test 300° / sek, E60 = Eksentrisk test 60° / sek, AvgPT = average peak torque, IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre arm, VE = venstre arm.

Vedlegg 8

Tabell 12: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene basert på interrater og AvgPT.

TEST	Dag 1				
K60°/s	Tester IHK	Tester YGH	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	25,1 \pm 9,8	26,0 \pm 10,4	-0,9	-3,3; 1,5	0,452
IRVE	23,4 \pm 9,5	23,9 \pm 8,4	-0,5	-3,1; 2,1	0,666
LSI (%)	110,2 \pm 16,9	108,7 \pm 18,7	1,4	-9,5; 12,4	0,782
URHØ	25,7 \pm 6,5	25,7 \pm 6,9	0,1	-1,1; 1,2	0,903
URVE	24,4 \pm 7,3	25,0 \pm 7,5	-0,6	-2,4; 1,2	0,492
LSI (%)	108,1 \pm 18,1	104,9 \pm 15,6	3,2	-5,8; 12,3	0,457
K300°/s	Tester IHK	Tester YGH	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	19,2 \pm 8,4	20,7 \pm 7,3	-1,5	-3,5; 0,5	0,122
IRVE	18,7 \pm 7,8	19,7 \pm 7,0	-1,0	-3,2; 1,2	0,347
LSI (%)	104,2 \pm 18,7	107,6 \pm 15,9	-3,4	-14,6; 7,9	0,534
URHØ	18,6 \pm 5,6	19,0 \pm 5,1	-0,4	-1,4; 0,6	0,405
URVE	17,2 \pm 5,8	18,3 \pm 5,7	-1,1	-1,9; -0,2	0,015*
LSI (%)	111,6 \pm 23,5	106,9 \pm 18,9	4,7	-0,5; 9,9	0,071
E60°/s	Tester IHK	Tester YGH	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	29,7 \pm 15,5	32,2 \pm 12,5	-2,5	-6,5; 1,6	0,210
IRVE	29,5 \pm 12,9	29,1 \pm 10,4	0,4	-4,0; 4,8	0,848
LSI (%)	101,2 \pm 19,5	111,5 \pm 16,8	-10,2	-20,5; 0,04	0,051
URHØ	30,1 \pm 9,4	31,2 \pm 9,7	-1,2	-3,8; 1,4	0,331
URVE	29,6 \pm 9,5	29,7 \pm 8,9	-0,1	-3,0; 2,9	0,962
LSI (%)	103,1 \pm 14,0	106,2 \pm 13	-3,1	-8,4; 2,3	0,238

Tabell 13: Gjennomsnitt \pm SD (Nm) og p-verdier for de isokinetiske styrketestene basert på intrarater og AvgPT.

TEST	Tester YGH				
K60°/s	Test 1	Test 2	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	26,0 \pm 10,4	24,3 \pm 8,7	1,7	-0,5; 3,9	0,127
IRVE	23,9 \pm 8,3	22,6 \pm 7,6	1,3	-0,8; 3,5	0,211
LSI (%)	108,7 \pm 18,7	109,5 \pm 21,1	-0,8	-12,9; 11,4	0,896
URHØ	25,7 \pm 6,9	25,3 \pm 6,3	0,4	-1,1; 1,9	0,571
URVE	25,0 \pm 6,5	24,9 \pm 7,1	0,1	-1,1; 1,3	0,906
LSI (%)	104,9 \pm 15,6	102,9 \pm 11,0	2,0	-3,6; 7,5	0,463
K300°/s	Tester IHK	Tester YGH	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	20,7 \pm 7,3	20,9 \pm 7,3	-0,1	-1,6; 1,3	0,849
IRVE	19,7 \pm 7,0	20,4 \pm 7,2	-0,7	-3,2; 1,7	0,530
LSI (%)	107,6 \pm 15,9	104,2 \pm 17,2	3,4	-6,8; 13,6	0,489
URHØ	19,0 \pm 5,1	19,7 \pm 5,4	-0,7	-1,9; 0,4	0,195
URVE	18,3 \pm 5,7	18,5 \pm 5,6	-0,3	-1,2; 0,7	0,546
LSI (%)	106,9 \pm 18,9	108,0 \pm 12,2	-1,1	-9,0; 6,8	0,768
E60°/s	Tester IHK	Tester YGH	\bar{d}	95%KI	p
IRHØ	32,2 \pm 12,5	29,1 \pm 10,8	3,1	0,5; 5,7	0,024*
IRVE	29,2 \pm 10,8	28,0 \pm 8,5	1,2	-1,1; 3,6	0,283
LSI (%)	112,3 \pm 17,1	103,9 \pm 14,1	8,3	-0,8; 17,5	0,051
URHØ	31,3 \pm 9,7	29,9 \pm 8,3	1,3	-1,0; 3,7	0,241
URVE	29,9 \pm 9,2	29,9 \pm 8,9	0,0	-2,8; 2,8	1,0
LSI (%)	106,9 \pm 13,1	102,3 \pm 12,2	4,5	-2,6; 11,7	0,194

* $p < 0,05$, Nm = Newton meter, PT = peak torque, AVGØT = average peak torque, °/s = grader per sekund, IR = innadrotasjon, UR = utadrotasjon, HØ = høyre skulder, VE = venstre skulder, AvgPT = average PT, LSI = høyre/venstre skulder x 100.

Vedlegg 9

Tabell 14: Relativ og absolutt interrater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene basert på AvgPT.

	$\bar{X} \pm SD$	ICC _{2, k} (95%KI)	SEM	SEM%	MDC	MDC%
Konsentrisk 60°/sek						
IRHØ	25,6±9,9	0,95 (0,86 – 0,98)	2,2	8,4	5,9	23,2
IRVE	23,7±8,6	0,93 (0,79 – 0,98)	2,3	9,6	6,3	26,6
URHØ	25,7±6,6	0,98 (0,93 – 0,99)	1,0	3,9	2,8	10,8
URVE	24,7±7,2	0,95 (0,85 – 0,98)	1,6)	6,5	4,5	18,1
Konsentrisk 300°/sek						
IRHØ	20±7,6	0,94 (0,81 – 0,98)	1,9	9,5	5,2	26,2
IRVE	19,2±7,1	0,92 (0,78 – 0,97)	2,0	10,3	5,5	28,6
URHØ	18,8±5,3	0,97 (0,92 – 0,99)	0,9	4,8	2,5	13,3
URVE	17,7±5,7	0,98 (0,89 – 0,99)	0,9	5,0	2,4	13,8
Eksentrisk 60°/sek						
IRHØ	31±13,6	0,93 (0,78 – 0,98)	3,7	12,0	10,3	33,3
IRVE	29,3±11	0,88 (0,63 – 0,96)	3,8	13,1	10,6	36,3
URHØ	30,7±9,3	0,94 (0,82 – 0,98)	2,3	7,5	6,4	20,9
URVE	29,6±8,8	0,91 (0,74 – 0,97)	2,6	8,7	7,2	24,2

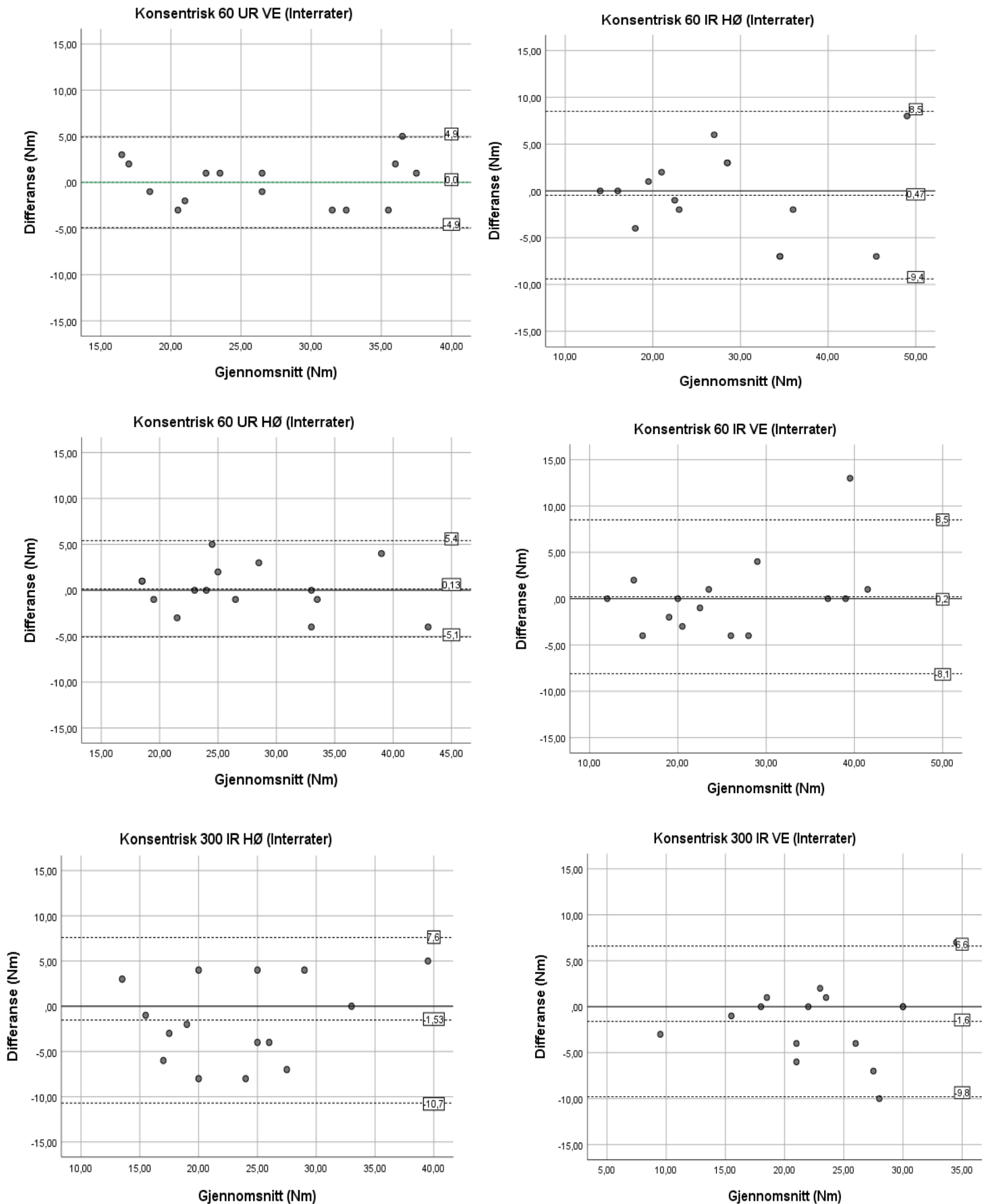
ICC=intraklasse korrelasjonkoeffisient, 2, k = two way random, agreement, average measures, KI = konfidensintervall, \bar{d} = systematisk målefeil, SEM = standardfeil til målingene = $SD*\sqrt{(1-ICC)}$, SEM% = $(SEM/\bar{X}) * 100$, MDC = minimal detectable change = $1,96x\sqrt{2xSEM}$, MDC% = $(MDC/\bar{X})*100$.

Tabell 15: Relativ og absolutt intrarrater reliabilitet for de isokinetiske styrketestene basert på AvgPT.

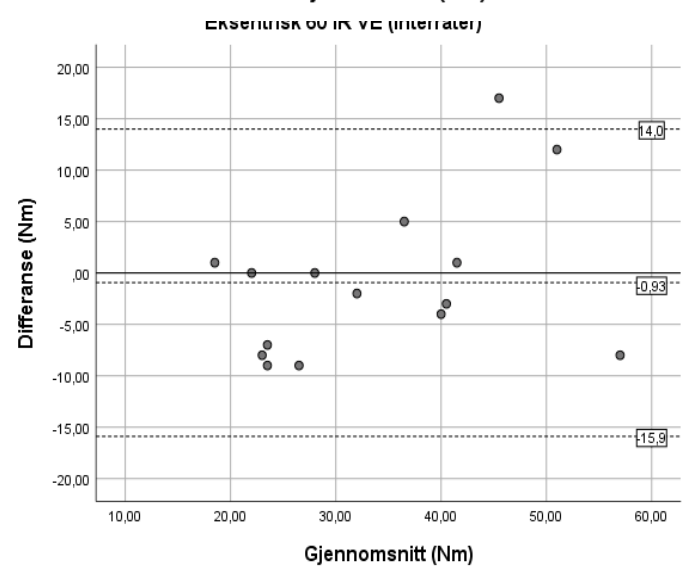
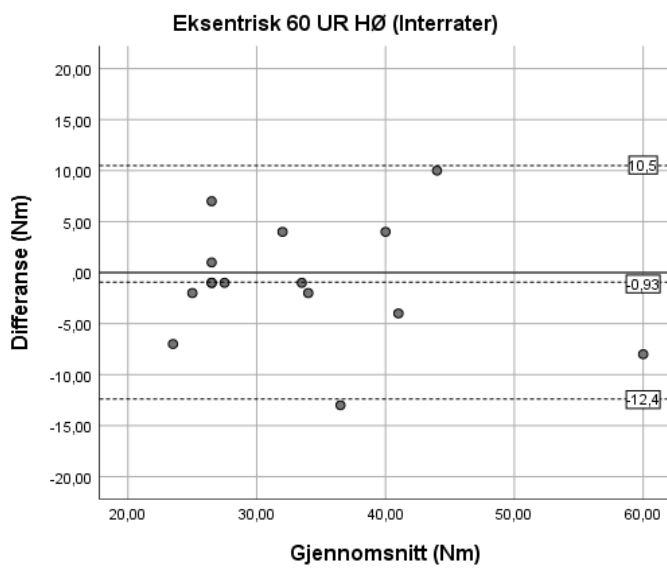
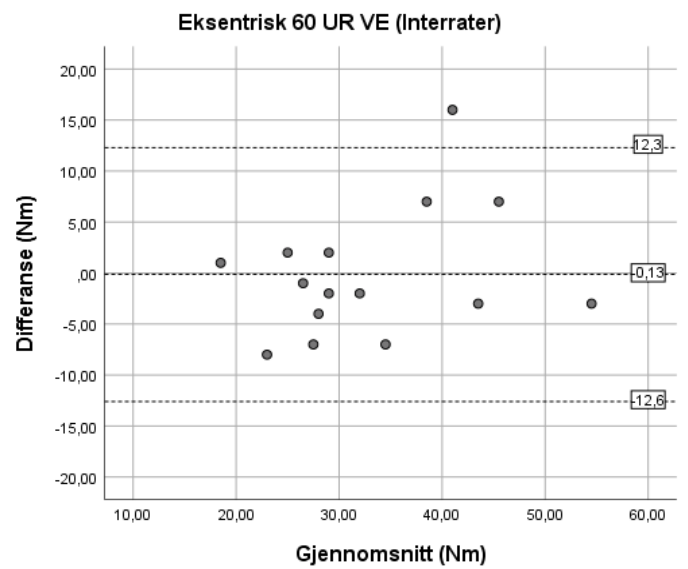
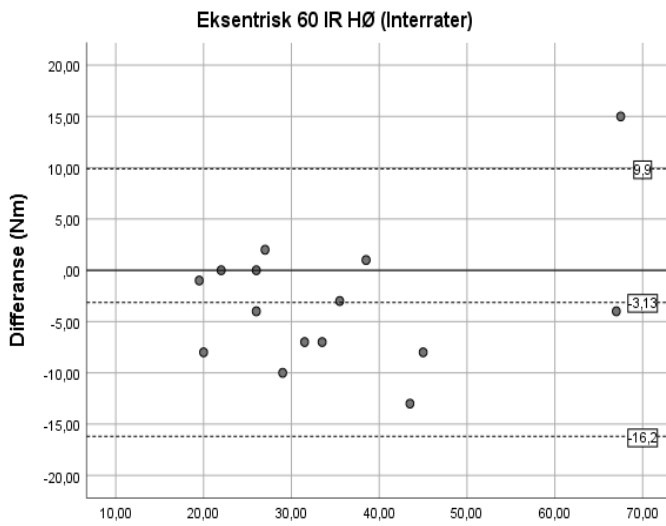
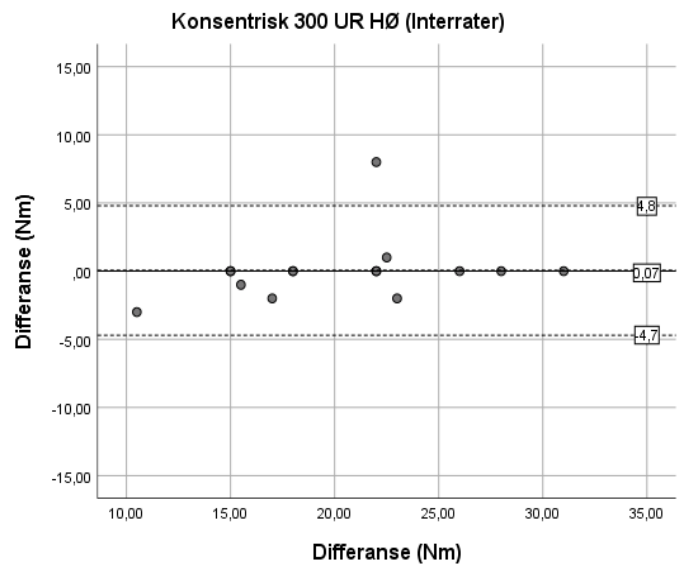
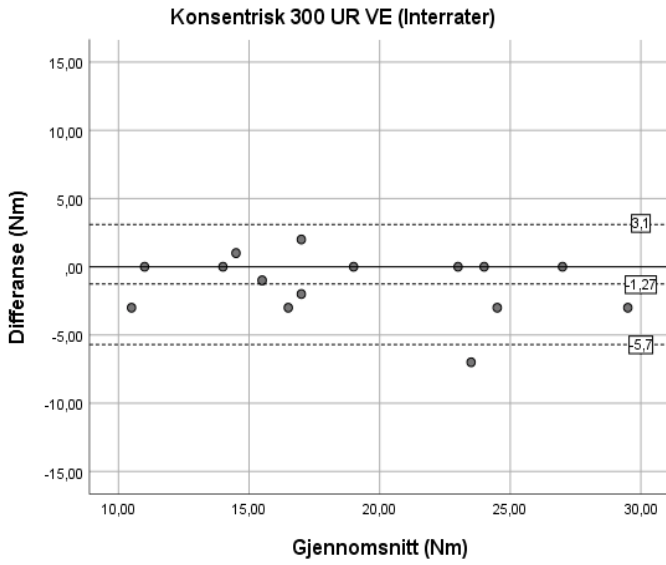
	$\bar{X} \pm SD$	ICC _{3, k} (95%KI)	SEM	SEM%	MDC	MDC%
Konsentrisk 60°/sek						
IRHØ	25,2±9,3	0,95 (0,85 – 0,98)	2,1)	8,3	5,8	22,9
IRVE	23,3±7,7	0,93 (0,80 – 0,98)	2,0	8,6	5,6	23,9
URHØ	25,5±6,5	0,96 (0,88-0,99)	1,3	5,2	3,6	14,3
URVE	25±7,2	0,98 (0,94 – 0,99)	1,0	4,2	2,9	11,6
Konsentrisk 300°/sek						
IRHØ	20,8±7,2	0,97 (0,90 – 0,99)	1,3	6,3	3,6	17,4
IRVE	20±6,2	0,90 (0,69 – 0,97)	2,0	10,0	5,5	27,7
URHØ	19,4±5,1	0,96 (0,87 – 0,99)	1,1	5,5	3,0	15,3
URVE	18,4±5,3	0,98 (0,94 – 0,99)	0,8	4,2	2,1	11,6
Eksentrisk 60°/sek						
IRHØ	30,7±11,4	0,94 (0,78 – 0,98)	2,7	8,9	7,5	24,6
IRVE	28,6±9,5	0,95 (0,86 – 0,99)	2,0	7,1	5,6	19,7
URHØ	30,6±8,8	0,94 (0,83 – 0,98)	2,1	7,0	5,9	19,4
URVE	29,9±8,7	0,93 (0,78 -0,98)	2,3	7,7)	6,4	21,3

ICC=intraklasse korrelasjonkoeffisient, (3, k) two-way-mixed, agreement, average measures, KI = konfidensintervall, \bar{d} = systematisk målefeil, SEM = standardfeil til målingene = $SD*\sqrt{(1-ICC)}$, SEM% = $(SEM/\bar{X})*100$, MDC = minimal detectable change = $1,96x\sqrt{2xSEM}$, MDC% = $(MDC/\bar{X})*100$.

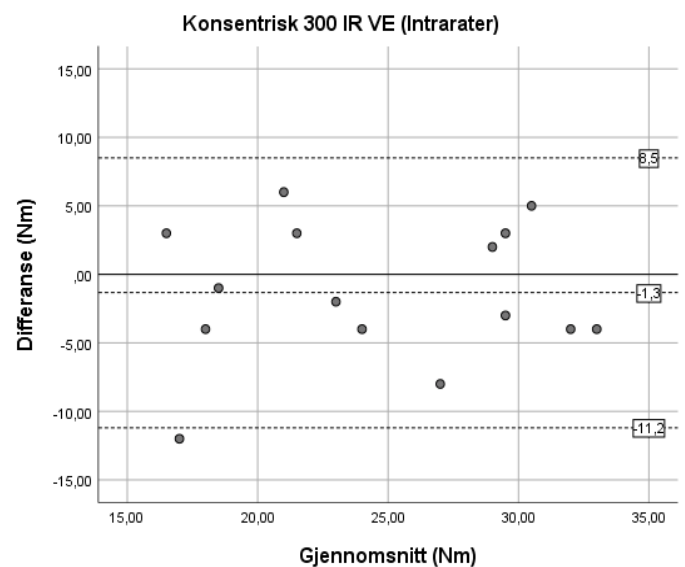
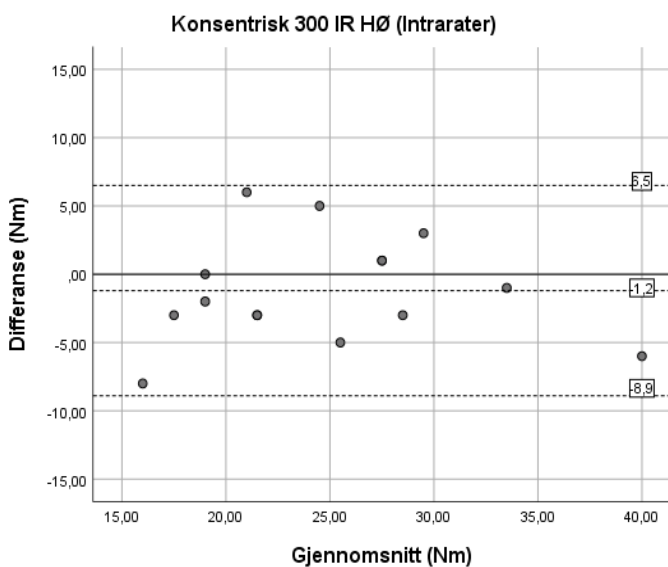
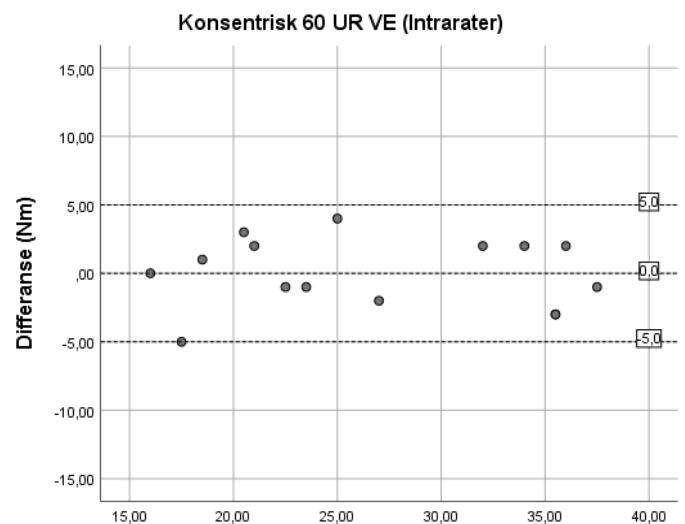
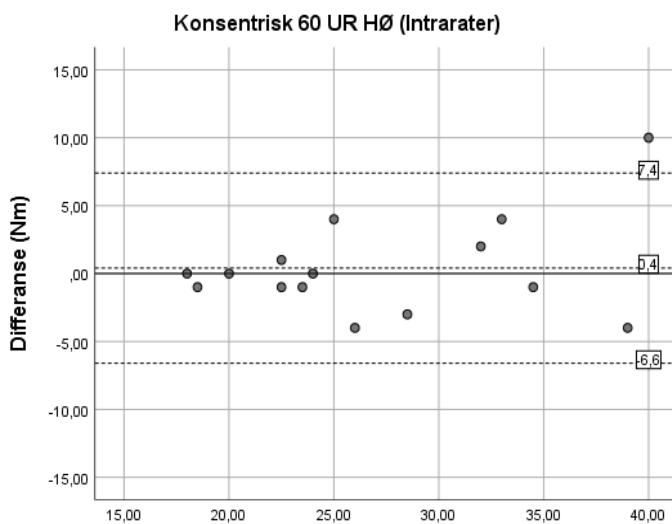
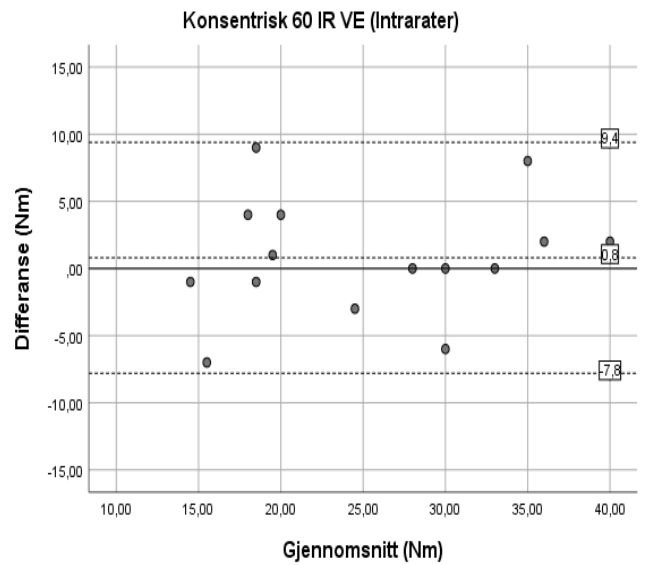
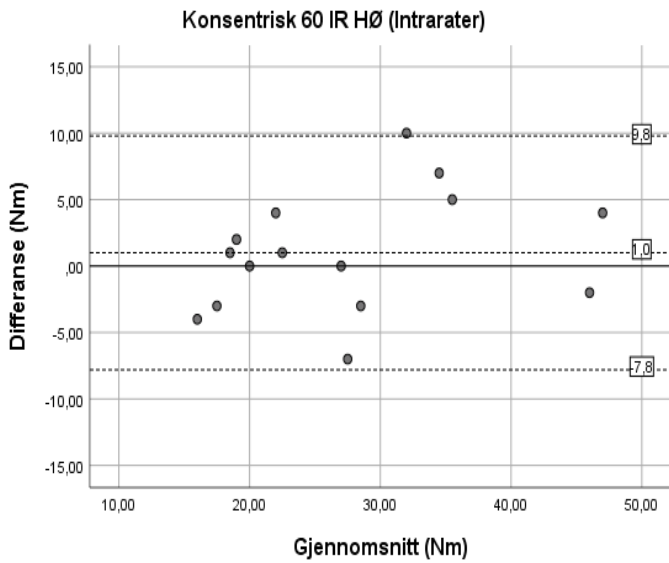
Vedlegg 10 Bland-Altman plott for interrater



Vedlegg 10 Bland-Altman plott for interater



Vedlegg 11. Bland-Altman plott for intrarater



Vedlegg 11. Bland-Altman plott for intrarater

