

Mona Holtan Flathus

Fordeling av leddmomenter mellom albue- og skulderledd ved seks ulike varianter av push-ups med ulike hånd- og albueposisjoner.

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Institutt for idrettsmedisinske fag
Norges idrettshøgskole, 2022

Sammendrag

Hensikt: Det er mangel på studier vedrørende kinetikk-basert kvantifikasjon av push-ups øvelser (Dhahbi, et al., 2022). Siden bruk av øvelsen er utbredt og blir benyttet i mange ulike sammenhenger, er vi avhengig av en grunnleggende biomekanisk forståelse av den. Hensikten med studien var derfor å undersøke leddmomentfordeling mellom skulder- og albueledd ved seks ulike varianter av styrketreningsøvelsen push-ups. Dette for å få en bredere forståelse av hvordan en endring i hånd- og albueposisjonering kan påvirke leddmomentene. **Metode:** Tjue friske voksne kvinner (n=10) og menn (n=10), utførte fem repetisjoner av hver av de seks push-ups variantene i randomisert rekkefølge. Under utførelsen benyttet vi markørbasert bevegelsesanalyse og kraftplattformer for å synkront samle inn kinetisk og kinematisk data. Dette datamaterialet ble så benyttet til å regne ut skulder- og albueleddmomenter. **Resultater:** Vi fant statistisk signifikant forskjell i leddmomentfordeling mellom de ulike øvelsesvariasjonene ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.92-0.93$). Bred, Middels, Smal-nøytral og Smal-lav håndposisjonering hadde et høyere relativt skulderleddmoment enn albueleddmoment. Diamant hadde ca. like stort relativt albueleddmoment som skulderleddmoment, og Smal-høy hadde høyere relativt albueleddmoment enn skulderleddmoment. Bred hadde statistisk signifikant høyere absolutt skulderleddmoment enn de resterende variantene, og Diamant og Smal-høy hadde statistisk signifikant høyere absolutt albueleddmoment enn de fire andre variantene. **Konklusjon:** Vi fant at Smal-lav, Bred og Middels var forskjellig fra Smal-nøytral, Diamant og Smal-høy ved relativt skuldeleddmoment, der Smal-lav, Bred og Middels hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Smal-nøytral ved maks. moment (11.2%, 10.9% og 10.2%) og ved laveste punkt (18.3%, 17.0% og 18.7%). Vi fant en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Smal-nøytral og Diamant, der Smal-nøytral hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Diamant ved maks. moment (24.0%) og laveste punkt (28.3%). Vi fant også en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Diamant og Smal-høy, der Diamant hadde høyere relativt skuldeleddmoment enn Smal-høy ved maks. moment (17.0%) og laveste punkt (25.8%). Vi fant derimot ingen forskjell i relativt skuldeleddmoment mellom Smal-lav, Bred og Middels.

Nøkkelord: biomekanikk, leddmomenter, kinetikk

Innhold

Sammendrag	3
Innhold	4
Forord	6
1. Introduksjon	7
1.1 Styrketrening.....	7
1.2 Push-ups.....	8
2. Teori	11
2.1 Biomekaniske studier relatert til push-ups	11
2.1.1 Leddmomenter	11
2.1.2 Muskelaktivitet	13
2.1.3 Andre biomekaniske studier	15
2.2 Forskningsmetoder	16
2.2.1 Markørbasert bevegelsesanalyse.....	16
2.2.2 Kraftplattform	17
2.2.3 Estimering av leddsentre.....	17
2.3 Problemstilling	18
3. Metode	19
3.1 Studiedesign	19
3.2 Utvalg	19
3.3 Etikk	19
3.4 Testprosedyre	20
3.5 Ulike varianter av push-ups	23
3.6 Målinger og dataprosessering	27
3.7 Statistikk	31
4. Resultater	33
5. Diskusjon	40
5.1 Forskjeller i leddmomenter mellom ulike hånd- og albueposisjoner	40
5.1.1 Sammenligning av Bred, Middels og Smal-nøytral.....	41
5.1.2 Sammenligning av Smal-nøytral, Smal-lav og Smal-høy	42
5.1.3 Sammenligning av Diamant og Smal-høy	43

5.1.4	Sammenligning av absolutte leddmomenter	44
5.1.5	Endring fra repetisjon nr. to til nr. fem	47
5.2	Abduksjonsvinkel ved Smal-høy	48
5.3	Metodediskusjon	49
5.4	Begrensninger.....	51
6.	Konklusjon.....	53
	Referanser.....	54
	Tabelloversikt	64
	Figuroversikt.....	65
	Vedlegg	67
	Vedlegg 1: Godkjenning fra Norges idrettshøgskoles etiske komité	67
	Vedlegg 2: Skjema for samtykkeerklæring.....	68
	Vedlegg 3: Godkjenning fra Norsk senter for forskningsdata.....	71
	Vedlegg 4: Utvidet godkjenning fra Norsk senter for forskningsdata	73

Forord

Denne masteroppgaven ser jeg først og fremst på som en personlig seier, og jeg er veldig takknemlig for alle som har støttet meg. Dere er ene og alene grunnen til at jeg til slutt fikk karret meg i mål. Årene som koronapandemien har pågått har vært tunge for mange, og pandemien har ført til at små oppgaver har følt som å bestige høye fjell. På toppen av dette ble min bestemor svært syk i fjor vinter, og døde på våren. Dette preget meg mye, og jeg valgte derfor å vente med å skrive denne oppgaven til hodet mitt var mer tilbake på rett plass.

Jeg vil rette en stor takk til min veileder, Prof. Dr. Tron Krosshaug for å alltid være behjelpelig og for gode råd igjennom hele prosessen med oppgaven. Jeg har satt enorm pris på hans tilgjengelighet, og støtte. I tillegg vil jeg rette en takk til Lasse Mausehund for at du har vært så tålmodig når jeg har kommet med spørsmål, og hjulpet meg med Matlab og med å mestre utstyret i det biomekaniske laboratoriet. I tillegg vil jeg takke Dr. Øyvind Nøstdahl Gløersen for å dele av sin kunnskap og lære meg opp i bruk av utstyr på det biomekaniske laboratoriet. Jeg kan ikke få takket Elena Nyborg nok for den enorme støtten og hjelpen hun ga meg under datainnsamlingen, du har vært gull verdt. En stor takk til Julia Bartsch for hjelp med Matlab, til Frode Bøvor og Sverre Jonas Sand Pettersen for å stille opp som subjekter under pilottesting, og til kusinen min, Tonje Flathus Hansen for fantastisk korrekturlesing.

Sist, men ikke minst ønsker jeg å takke hele familien min, vennene mine og spesielt samboeren min for deres tålmodighet og støttende ord gjennom hele prosessen. Dere har gitt meg pågangsmot, ved å alltid ha troen på at jeg kan få det til, selv om jeg ikke har trodd det selv. Jeg er så glad i dere!

Hvil i fred, fine, engasjerte og omsorgsfulle Mommoen min<3

Mona Holtan Flathus

Notodden, juni 2022

1. Introduksjon

1.1 Styrketrening

«Muskelstyrke blir definert som den evnen en muskel eller en muskelgruppe har til å utvikle størst mulig kraft i en gitt øvelse» (Gjerset, et al., 2012, s. 73). Dynamisk muskelstyrke er evnen en muskelgruppe eller muskel har til å utvikle størst mulig kraft mens den blir strukket eller trekker seg sammen (Gjerset, et al., 2012, s. 74).

Styrketrening er effektivt for å styrke flere viktige aspekter knyttet til fysisk og mental helse (Westcott, 2012). Styrketrening er nå anbefalt implementert som en del av den ukentlige fysiske aktiviteten på minimum 150 minutter fysisk aktivitet i løpet av uken for voksne, der belastningen må være tilstrekkelig for at treningen skal være litt anstrengende (Helsedirektoratet, 2022). For individer som er 65 år og eldre er det anbefalt at balanse- og styrketrening blir gjennomført minst to til tre ganger per uke for å redusere risiko for skader ved å forebygge fall og å opprettholde god fysisk funksjon. Samlet sett er de to rådene om balanse- og styrketrening for eldre fra 65 år på 5 dager i uken (Helsedirektoratet, 2022).

En styrketreningsøkt kan indusere mange endringer i nevromuskulær funksjon, med ledsagende muskelskade og fatigue (Flores, et al., 2011). De påfølgende dagene vil muskelen repareres og en liten positiv effekt på nevromuskulær funksjon vil forekomme (Smith, 2000). På flere områder som omhandler fysisk funksjon, har styrketrening blitt assosiert med redusert smerte i nedre del av rygg (Hayden, et al., 2005). Basert på et stort antall studier som har vist forbedret glukose- og insulinhomeostase, blir styrketrening anbefalt for å forebygge diabetes type 2, og når det kommer til kardiovaskulær helse har man ved styrketreningsforskning funnet en reduksjon i hvileblodtrykk, forbedret lipidprofil, og forbedrede vaskulære betingelser (arterienes evne til å tillate blodgjennomstrømning) (Westcott, 2012). Effektene av styrketrening på styrke og muskelmasse, balanse og raske bevegelser, i tillegg til direkte positiv påvirkning på skjelettet, underbygger viktigheten av styrketrening for osteoporose, fall og bruddforebygging (Going & Laudermilk, 2009). Når det gjelder mental helse er helsefordelene vist å blant annet være reduksjon i depresjonssymptomer, økt selvfølelse og fysisk selvoppfattelse, og forbedret kognitiv evne (Westcott, 2012). Hos barn og unge som er i spesiell risiko for aktivitets- og idrettsrelaterte skader (de som spesialiserer seg tidlig, fysisk inaktive og unge jenter) har styrketrening vist seg å

reducere skaderisiko med inntil 68%, og forbedre idrettsprestasjon og helseparametere, i tillegg til å sette opp farten på utvikling av fysisk kompetanse (Zwolski, et al., 2017).

Ved den progressive reduksjonen i muskelmasse og hvilemetabolismen assosiert med aldring hos inaktive, har styrketreningsstudier konsekvent demonstrert en signifikant økning i fettfri masse og metabolisme, så vel som signifikant reduksjon i fettmasse (Westcott, 2012). Instruert styrketrening alene, eller i kombinasjon med utholdenhetstrening eller andre former for fysisk aktivitet (for eksempel balanse og gange), kan føre til en økning i maksimal styrke, muskelmasse, muskelkraft og funksjonell kapasitet hos skrøpelige eldre (Lopez, et al., 2018). Ikke minst er styrketrening vist å reversere aldringsfaktorer i skjelettmuskulatur og dempe aldersrelaterte endringer i funksjonell mobilitet, inkludert forbedring av ganghastighet, statisk og dynamisk balanse og reduksjon av risiko for fall (Papa, et al., 2017; Westcott, 2012).

Kroppsvektstrening, også kalt egenvektstrening eller calisthenics har økt i popularitet de siste årene. Gjennom spørreundersøkelser fra American College of Sports Medicine kan vi se at populariteten for denne type trening er høy, der kroppsvektstrening ble rangert som fitness-trend nummer 2 i 2017, nummer 4 i 2018 og nummer 5 i 2019 (Thompson, 2018).

1.2 Push-ups

Push-up er også kalt armhevinger eller press up. En standard push-up er en styrkeøvelse som er brukt til å bedre dynamisk stabilitet i de øvre ekstremitetene gjennom å forbedre proprioepsjon, nevro-muskulær kontroll, og styrke muskulatur i og rundt skulderleddet (Wright, et al., 2018). Push-ups er mye brukt for både styrketrening i overekstremitetene og som del i rehabilitering (Faigenbaum, et al., 2018; Ludewig, et al., 2004; Moseley Jr., et al., 1992). I sammenheng med rehabilitering blir push-ups vanligvis brukt ved skulderrehabilitering (Ludewig, et al., 2004). Push-up brukes med all sannsynlighet i alle verdens land av både unge og eldre, og er antagelig den mest brukte styrkeøvelsen i hele verden. Grunnen til at push-ups er en så populær øvelse kan være at det er mange ulike varianter av øvelsen, og den krever minimalt eller ingen utstyr for å utføres. I tillegg er ferdighetene som skal til for å utføre denne øvelsen enkle å mestre, og det er lett å modifisere øvelsen slik at belastningen eller intensiteten endres

(Cogley, et al., 2005). Trening basert på push-ups kan bli brukt til å vurdere utholdene styrke for barn i skolealder, militære og eliteutøvere (ACSM, 2013; Loyd, et al., 2003; Dhahbi, et al., 2015; Knapik, et al., 2006; Baker & Newton, 2006). En standard push-up der hendene er posisjonert under skuldrene, med strake ben og kroppen i en rett linje er den mest tradisjonelle varianten (Suprak, Dawes, & Stephenson, 2011).

De viktigste musklene i en push-up er *musculus triceps brachii*, *musculus deltoideus* (hovedsakelig fremre del), *musculus pectoralis major* og *musculus serratus anterior* (Raastad, et al., 2010, s. 544). *M. triceps brachii* eller den trehodete armstrekkeren, består av tre muskelbuker. Det laterale hodet (*caput laterale*) springer ut fra baksiden av humerus like under *tuberculum majus*, det mediale hodet (*caput mediale*) har sitt utspring fra hele den dorsale siden av humerus nedenfor *tuberositas deltoidea*. Det lange hodet (*caput longum*) har sitt utspring fra *tuberculum infragleniodale*, den laterale kanten av *scapula*. De tre hodene går sammen og forenes i én felles sene som har sitt feste øverst på *olecranon*. *Triceps brachii* er den eneste armstrekkeren. Det laterale og mediale hodet, men også i noen grad det lange hodet bidrar også til adduksjon av overarmen (Raastad, et al., 2010, s. 537). *M. pectoralis major* eller den store brystmuskelen, har sitt utspring fra fremre mediale del av *clavicula*, fra fremre del av hele *sternum*, de øverste seks ribbene og fra senespeilet til *m. rectus abdominis*, muskelens feste er lateralt 5-10 cm. ned på humerus. Muskelens hovedfunksjon er adduksjon og medialrotasjon i skulderleddet, i tillegg bidrar øvre del av muskelen til skulderleddsflexjon (Raastad, et al., 2010, s. 511). *M. deltoideus* består av en bakre, midtre og fremre del, den bakre delen har sitt utspring fra *spina scapulae*, midtre del fra akromion og fremre del har sitt utspring fra ytre del av *clavicula*. De tre delene festes via en felles sene på forsiden av humerus på *tuberositas deltoidea*, og deres funksjon er abduksjon i skulderleddet, adduksjon av armen og fremre del er med på å føre armen fremover i en push-up (Raastad, et al., 2010, ss. 499-500). *M. serratus anterior* har sitt utspring fra de ni øverste ribbene, går bakover mellom *scapula* og ribbene, og festes på *margo medialis* på *scapula*. Muskelens hovedfunksjon er stabilisering og rotasjon av *scapula* fremover langs ribbene (Raastad, et al., 2010, s. 500).

Progressiv kroppsvektstrening ser, ved flere forskjellige push-ups øvelser, ut til å forbedre styrke i overkroppen etter kort tids trening (Kotarsky, et al., 2018). Når en utvikler et treningsprogram er det viktig å velge riktig øvelse og variasjon innen øvelsen

slik at det som er ment å trenes faktisk blir belastet gjennom øvelsen. Dette avhenger av en grundig forståelse av hvordan øvelsen påvirker muskelskjelettsystemet og da også hvordan øvelsen fungerer rent biomekanisk. Mange forskjellige variasjoner av push-ups er utformet, blant annet med bøyde knær, eleverte føtter og eleverte hender (Ebben, et al., 2011). Andre variasjoner inkluderer blant annet strake ben med hendene plassert bredere enn skulderbreddes avstand, skulderbreddes avstand, og pekefingre og tommelfingre som berører hverandre (Cogley, et al., 2005). I tillegg til dette finnes blant annet varianter som utføres med ben eller hender i slynger, plyometriske push-ups der den konsentriske fasen ender med at hendene forlater underlaget, eller push-ups med hendene på forskjellige typer underlag som bosuball, balansematter, osv. Det finnes mange variasjoner av push-ups fordi de kan varieres ut ifra faktorer som startposisjon (håndposisjoner, på knær eller tær, høyde på føtter og/eller hender), underlag, bevegelseshastighet og bevegelsesutslag (ROM) (Dhahbi, et al., 2022).

2. Teori

2.1 *Biomekaniske studier relatert til push-ups*

Bevegelse i overkroppen er svært variabel og kompleks, og utfordrer ofte alle grader av frihet (parametere som kan variere uavhengig av hverandre) i den kinematiske kjeden under funksjonelle oppgaver. Denne variasjonen og kompleksiteten gjør det å standardisere bevegelser for kinematisk evaluering vanskelig (Rau, et al., 2000; Yang, et al., 2002). På grunn av dette blir det ofte utviklet unike eksperimentelle protokoller for å undersøke kinematikk i overkroppen. Ulik konfigurering av markører i forhold til plassering har blitt brukt for å spore kroppssegmenter, og ulike matematiske metoder brukes for å estimere leddvinkler (Anglin & Wyss, 2000). Alle disse faktorene er med på å understreke viktigheten av at en protokoll har dokumentert validitet og reliabilitet for å sikre dens repeterbarhet og kliniske anvendelighet. Kinetiske parametere for push-ups har blitt samlet inn via to distinkte estimeringsmetoder: (i) ground reaction forces (GRF, reaksjonskrefter fra underlaget) der en har brukt kraftplattform til å direkte kvantifisere belastningen på overekstremitetene (Dhahbi, et al., 2017a), og (ii) inverse dynamics (Bisseling & Hof, 2006; Dhahbi, et al., 2018). Inverse dynamics er en metode der en kalkulerer leddkinetikk ved direkte måling av GRF fra kraftplattformer eller krafttransusere og kalkulerer leddposisjonsdata fra bevegelsesanalyser (Bisseling & Hof, 2006; Dumas, et al., 2009). Tidligere studier har vært basert på følgende kinetiske indekser for karakterisering og analysering av push-up varianter: kraft støttet av overekstremitetene, peak kraft støttet av overekstremitetene, peak fleksjonsmoment i albueleddet, kompresjonskraft i ryggvirvlene, slagkraft, og kraftutviklingshastighet (Dhahbi, et al., 2022).

2.1.1 **Leddmomenter**

Da jeg søkte etter push-ups og analyser av momentarmer og momenter med søkeordene “(“grip width*” OR gripwidth OR grip-width* OR position* OR version* OR location* OR distance OR "elbow position*" OR "hand position*" OR "hand placement*" OR "shoulder position*" OR shoulder OR elbow) AND (push-up* OR "push up*" OR pushup*) AND (moment* OR torqu* OR kinetic OR kinematic OR "biomechanical phenomena"[mesh])”, fikk jeg 73 treff i PubMed. Blant disse treffene fant jeg ingen studier som eksplisitt hadde tatt for seg momenter i skulder- og albueledd ved strake push-ups direkte på underlaget, og sammenlignet disse. Jeg fant fire studier som hadde

undersøkt albuemoment ved push-ups, men disse inkluderte ikke analyser av skulderleddmomenter (An, et al., 1990; An, et al., 1992; Donkers, et al., 1993; Lou, et al., 2001). Donkers, et al., (1993) og An, et al., (1992) ser ut til å benytte seg av det samme datamaterialet, og fordi An, et al. (1992) har rettet sitt fokus på metode, og har en lite utfyllende resultatdel har jeg valgt å presentere resultatene til Donkers, et al., (1993).

Elektromagnetisk sporing (electromagnetic tracking) har blitt brukt sammen med kraftplattform for å assosiere kraft og momentmålinger i hånden til leddene i overekstremitetene (An, et al., 1990). Studien til An, et al., (1990) fokuserer mest på å presentere en metode for innsamling av kinematisk og kinetisk data, og faktorer som kan påvirke momentene. An, et al., (1990) benyttet kraftplattform og elektromagnetisk sporing for å kunne måle og analysere belastningen gjennom håndledd, albue- og skulderledd. De fant at faktorer som påvirker intersegmental belastning i push-ups blant annet var lokasjonen til hånden relativt til skulderleddet, og i hvilket plan bevegelsen til overekstremitetene fant sted. Denne studien benyttet kun ett subjekt og én push-upvariant som de så på som en normal posisjon, uten flere detaljer om hånd- eller albueposisjonering. De presenterer kun funn for albueleddet: fleksjonsmomentet i albueleddet økte når kroppen ble senket eller hevet, i tillegg observerte de et stort varus/valgusmoment (An, et al., 1990).

Lou et al. (2001) undersøkte relative leddposisjoner, GRF og albueleddmomenter ved tre håndposisjoner der håndleddet ble rotert. De benyttet bevegelsesanalyse og to kraftplattformer. De tre håndposisjonene var: nøytral plassering av hånden, hånden rotert innover (90°) og hånden rotert utover (90°). Kun ved valgusmoment (frontalplanet) fant de statistisk signifikant forskjell mellom variantene ved bunnposisjon, der innoverrotasjon og utoverrotasjon hadde høyere albueleddmoment ved bunnposisjon enn nøytral variant (Lou, et al., 2001). De fant ingen statistisk signifikant forskjell mellom variantene ved høyeste moment (peak).

Donkers, et al., (1993) benyttet elektromagnetiske bevegelsessensorer og kraftplattform for å analysere albueleddmomenter ved seks forskjellige varianter av push-ups. Variantene de undersøkte var en skulderbreddevariant (normal) der hendene ble plassert direkte under skulderleddet. Én variant var 50% bredere enn skulderbredde, én variant

var 50% smalere enn skulderbredde, og to forskjellige varianter der hendene ble flyttet 15cm fremover (superior) eller bakover (inferior) fra normal posisjon, og en variant med én hånd. De fant statistisk signifikant forskjell i maksimalt fleksjon-ekstensjonsmoment, der 50% bredere hadde statistisk signifikant lavere fleksjon-ekstensjonsmoment enn normalvarianten, og 50% smalere hadde statistisk signifikant høyere enn «normal». Maks. fleksjonsmoment varierte fra 12 Nm for bred variant til 29 Nm for smal variant. Ved maksimalt valgus-varusmoment var det kun superior variant som var statistisk signifikant forskjellig fra «normal», da den hadde statistisk signifikant høyere moment (Donkers, et al., 1993). De hadde kun sammenlignet de andre variantene mot «normal», ikke mot hverandre.

Det er kun eldre studier som er gjort på dette området, og det er tilsynelatende ingen studier som har undersøkt skulderleddmomenter. Det er derfor et hull i litteraturen som er viktig å fylle, for å kunne anvende push-ups på best mulig måte. Det er mangel på studier vedrørende kinetikk-basert kvantifikasjon av push-up øvelser (Dhahbi, et al., 2022).

2.1.2 Muskelaktivitet

Flere studier har benyttet seg av elektromyografi (EMG) som analysemetode for å se på muskelaktivering ved ulike push-ups varianter (Kowalski, et al., 2022). Noen studier har studert EMG- signaler fra muskler i overkroppen ved ulike push-ups varianter utført med strake ben og forskjellige håndposisjoneringer (Cogley, et al., 2005; Kim, et al., 2016; Marcolin, et al., 2015). Marcolin et al., (2015) fant at de mest aktive musklene i ulike varianter av push-ups med strake bein og hendene plassert direkte på underlaget var pectoralis major, triceps brachii, deltoideus anterior og serratus anterior. En lav variant av push-ups, der hendene er posisjonert 20cm inferior for akromion, ga signifikant høyere muskelaktivering for deltoideus anterior sammenlignet med andre varianter, og hadde sammen med smal variant (diamant), signifikant høyest aktivering for pectoralis major sternocostal (Marcolin, et al., 2015). Bred variant (200% biakromial bredde) og høy variant (hendene posisjonert 20cm superior for akromion) hadde signifikant høyere aktivering av serratus anterior sammenlignet med lav, nøytral (skulderbredde) og smal variant. Det samme fant de for bred variant (150% av biakromial bredde) i studien til Kim, et al., (2016), der denne ga signifikant høyere aktivering av serratus anterior enn nøytral variant (biakromial bredde) og smal variant

(50% av biakromial bredde). Lav variant og høy variant ble kun undersøkt av Marcolin, et al., (2015). Smal variant ga signifikant høyere aktivering av triceps brachii enn nøytral og bred (Kim, et al., 2016). Det samme fant Cogley, et al., (2005) og Marcolin, et al., (2015) for sine smale varianter. Smal variant (ligner en diamant variant) hadde statistisk høyere triceps brachii aktivering enn bred variant (20cm bredere enn skulderbredde), og høyere triceps brachii aktivering enn nøytral (skulderbredde), men denne forskjellen var ikke statistisk signifikant (Cogley, et al., 2005). Smal variant hadde signifikant høyere aktivering av pectoralis major clavicularis, enn de andre variantene (Marcolin, et al., 2015). Cogley, et al., (2005) og Kim, et al., (2016) fant lignende resulater, der førstnevnte fant signifikant høyere aktivering av pectoralis major ved smal variant sammenlignet med bred variant, men forskjellen var ikke signifikant sammenlignet med nøytral variant. Kim, et al., (2016) fant også signifikant høyere aktivering av pectoralis major ved smal variant sammenlignet med bred variant, og her hadde også nøytral variant signifikant høyere aktivering av pectoralis major sammenlignet med bred variant. Cogley, et al., (2005) undersøkte kun muskelaktivitet ved triceps brachii og pectoralis major.

Ingen av studiene ga noen opplysninger når det kommer til albueposisjonering ved de ulike variantene (Cogley, et al., 2005; Kim, et al., 2016; Marcolin, et al., 2015). Det ser derfor ut til at dette ikke er noe som inngår i deres standardisering.

Albueposisjoneringene til de ulike subjektene innen en studie og mellom studiene kan derfor variere. Spesielt skulderleddet har mange frihetsgrader ved smale håndposisjoneringer. I tillegg til dette er det noen forskjeller mellom håndposisjoneringene som er benyttet i disse studiene (Cogley, et al., 2005; Kim, et al., 2016; Marcolin, et al., 2015).

Noen kjente begrensinger ved EMG målinger er blant annet støysensitivitet og overlappende signaler fra andre muskler (crosstalk) (De Luca, 1997). Ved ikke-isometriske betingelser må det benyttes ytterligere målemetoder synkront med EMG-signalet, for å gi informasjon om utførelse av bevegelse, blant annet leddposisjoner, bevegelseshastighet og ytre krefter (Disselhorst-Klug & Williams, 2020). Det er ofte vanskelig å oppdage muskelaktivitet ved overflatemålinger, og det kan være utfordrende å tolke slike målinger på en korrekt måte (Rau, et al., 2004). Selv ved måling av isometriske kontraksjoner, vil situasjoner der effekten av muskellengde, elastiske

egenskaper ved muskelvevet, sener og leddbånd og muskelfatigue oppstå, må disse tas med i beregningen (Disselhorst-Klug, et al., 2009). Det blir enda mer komplisert dersom en skal analysere dynamiske kontraksjoner. Ved relativt enkle bevegelser må en ta hensyn til flere faktorer som blant annet kontraksjonstype og hastighet, eller bidrag fra andre muskler, der bidrag fra andre muskler kan resultere i overlappende signaler (Disselhorst-Klug, et al., 2009).

2.1.3 Andre biomekaniske studier

Mange biomekaniske analyser av push-ups er basert på kraftdata fra kraftplattformer (Dhahbi, et al., 2022). Dette kan gi oss mulighet til å direkte kvantifisere kraften/belastningen på armene (Dhahbi, et al., 2017a). Studier har benyttet kraftplattformer som metode for å undersøke blant annet maksimale reaksjonskrefter og hvor stor andel av total kroppsmasse (KM) som blir støttet av overekstremitetene i forskjellige varianter av push-ups (Dhahbi, et al., 2022). Noen studier har analysert push-ups med en kombinasjon av kraftplattform og EMG (García-Massó, et al., 2011; Gouvali & Boudolos, 2005; San Juan, et al., 2015), og har undersøkt muskelaktivitet i sammenheng med kraftmålinger. Ebben, et al., (2011) undersøkte hvor stor prosentandel av total KM som blir støttet av armene under ulike push-ups varianter. De undersøkte disse variantene i stigende rekkefølge for prosentandel av KM: Hender elevert på en 61.0 cm høy boks (41% av KM), push up på knær (49% av KM), hender elevert på en 30.5 cm høy boks (55% av KM), vanlig push-up med strake ben (64% av KM), føtter elevert på en 30.5 cm høy boks (70% av KM), og føtter elevert på en 61.0 cm høy boks (74% av KM) (Ebben, et al., 2011). Kraftdata fra kraftplattform kan gi oss informasjon om endring i kraft igjennom en øvelse, for eksempel mellom flektert og ekstendert albueledd, men kan ikke alene gi oss direkte informasjon om fordelinger av krefter over leddene (Dhahbi, et al., 2022).

Andre variasjoner av push-ups som tidligere er undersøkt er blant annet push-ups i forskjellige typer slynger (Calatayud, et al., 2014; Giancotti, et al., 2018; Gulmez, 2017; Snarr & Esco, 2013), plyometriske push-ups (Dhahbi, et al., 2017a; Koch, et al., 2012; Moore, et al., 2012), og push-up plus, en push-ups variant med protraksjon i scapula ved topposisjon, denne øvelsen ofte blir brukt i rehabilitering av skulderleddet (Gioftos, et al., 2016; Horsak, et al., 2017; Kang, et al., 2019).

2.2 Forskningsmetoder

2.2.1 Markørbasert bevegelsesanalyse

Kvantifisering av kinematikk via tredimensjonal (3D) ledd-kinematikk er en godt etablert metode for analyser av gange, men har mer nylig blitt benyttet for analysing av bevegelse i overkroppen (Rau, et al., 2000). En vanlig metode for kvantifisering av tredimensjonal ledd-kinematikk er å bruke et optisk system for opptak av bevegelse der en sporer et sett av markører som er festet til spesifikke lokasjoner på kroppen (Rab, et al., 2002; Lobo-Prat, et al., 2014). Denne metoden er mye anvendt i kliniske studier og forskningssammenhenger (Rab, et al., 2002; Lobo-Prat, et al., 2014). Systemet gir mulighet for en objektiv og kvantitativ evaluering av tredimensjonal bevegelse (Williams, et al., 2006). Kameraer fanger opp bevegelse ved passive refleksmarkører festet til subjektets kropp (Valevicius, et al., 2018). For å undersøke den kinematiske leddkjeden i overekstremitetene, må markørplasseringen understøtte høy-kvalitetsevaluering for graden av rotasjonsfrihet i leddene under bevegelsene, og reprodusere de anatomiske aksene (Williams, et al., 2006). “Optical motion capture” kan skaffe til veie kinematisk informasjon om funksjon i overkroppen på en objektiv måte, og dermed supplere andre kliniske vurderingsteknikker (Valevicius, et al., 2018). Anatomiske landemerker er karakterisert som et lag av bløtvev som dekker over et knokkelfremspring. Metoder som benytter seg av disse landemerkene er avhengig av markørplassering som er et resultat av tydelig etablerte og vel-praktiserte palpasjonsprosedyrer for å unngå feil, for her risikerer vi feil grunnet intra- og interrater variasjon (Della Croce, et al., 2005). Nøyaktigheten til den kinematiske modellen er avhengig av presis bestemmelse av de anatomiske landemerkene (Boser, et al., 2018; Della Croce, et al., 2005). Bevegelse i bløtvev liggende over knokkelfremspring introduserer ytterligere feil, dette refereres til som bløtvevsmekanismer eller «soft tissue artifacts», og blir sett på som den mest kritiske kilden til feil i bevegelsesanalyser på mennesker (Leardini, et al., 2005). Markør «cluster» som blir plassert på ulike segmenter på kroppen, har blitt benyttet for å redusere denne feilkilden (Boser, et al., 2018). Når flere forskjellige slike cluster-metoder ble sammenlignet med den anatomiske modellen (anatomisk landemerker), fant de sammenlignbare og korrelerende kurver for leddene (Boser, et al., 2018). Markørbasert bevegelsesanalyse kan skaffe til veie nøyaktige og reliable data ved forskjellige biomekaniske modeller, konfigurasjoner og maskinvare for bevegelsesanalyse (Miller, et al., 2016). Ved mekaniske tester av utstyr for bevegelsesanalyse ved flere forskjellige laboratorier, var

forskjellen mellom målte og kalkulerte avtander mellom markørene for laboratoriene samlet, på mindre enn 2mm og 1° for markører med 24 mm - 500 mm avstand (Miller, et al., 2016).

2.2.2 Kraftplattform

Når vi ønsker å måle vekt bærende aktivitet, og mekanisk belastning under denne aktiviteten, benytter vi kraftplattform for å måle reaksjonskrefter fra underlaget, også kalt ground reaction forces (GRF) (Torstveit, 2002). Størrelsen på kraften eller belastningen fra aktiviteten bestemmer størrelsen på reaksjonskreftene, og større belastning eller krefter gir større reaksjonskrefter fra underlaget (Torstveit, 2002). Eksempelvis vil reaksjonskrefter fra underlaget under gange eller hopp være forskjellig, der reaksjonskreftene vil være betraktelig høyere ved hopp enn ved gange (Torstveit, 2002). Kraftplattformer skal kalibreres med en gitt vekt før hver økt (Dhahbi, et al., 2017a). En kinematisk analyse er nødvendig i tillegg til kinetisk analyse ved push-ups for å få et riktig bilde av bevegelsen. Kinetikk ved bruk av kraftplattform er basert på antagelse om lineær kinetikk, men føttene er plassert i bakken og rotasjonspunktet vil være ved føttene (Dhahbi, et al., 2017b). Kraftplattform gir nøyaktige og reliable data for «center of pressure», med en feil på mindre enn 4 mm på tvers av forskjellige laboratorier, til tross for forskjellige kraftplattformer og konfigureringer av bevegelsessystem (Miller, et al., 2016).

2.2.3 Estimering av leddsentre

Rab, et al., (2002) har utviklet en metode for å lokalisere leddenteret til det glenohumerale leddet, ved bruk av tredimensjonale kinematiske systemer. Modellen går ut ifra at skulderleddet er et kuleledd i en skålformet leddkapsel, med tre grader av frihet, lokalisert i sentrum av hodet på humerus. Bevegelse er kalkulert mellom humerus og overkropp, men bidrag fra skapula er utelatt. De foreslår at leddsentret i glenohumeralleddet kan estimeres fra en markør på akromioklavikularleddet. Feil leddsenterkalkulasjoner ved bruk av avstander fra overflatemarkører kan blant annet komme av feilplassering av markører, og bevegelse mellom markører og benete utspring når huden beveger seg (Rab, et al., 2002). Michaud, et al., (2016) har undersøkt metoden til Rab, et al., (2002), og fant at denne ikke-invaderende metoden for estimering av skulderleddsentret gir gode resultater sammenlignet med invaderende metoder. De anbefaler denne over andre ikke-invaderende metoder for estimering av det

glenohumerale leddsentret (Michaud, et al., 2016). Williams, et al., (2006) utviklet en metode for å utføre analyser av bevegelse i alle de anatomiske aksene til den kinematiske leddkjeden i overkroppen. For estimering av leddsentrene i albue- og håndledd kan midtpunktet mellom den laterale og den mediale epikondylen på humerus for albueleddsentret, og midtpunktet mellom processus styloideus unae og radii for håndleddsentret benyttes (Schmidt, et al., 1999; Williams, et al., 2006). Denne estimeringen kan benyttes på data fra markørbasert bevegelsesanalyse, der refleksmarkører på disse anatomiske landemerkene brukes for å estimere leddsentrene (Williams, et al., 2006).

2.3 Problemstilling

Hensikten med oppgaven er å undersøke om det finnes noen forskjell i fordeling av leddmomenter over skulder- og albueledd ved seks ulike varianter av push-ups med ulike hånd- og albueposisjoneringer.

I tillegg ønsket vi å undersøke disse underproblemstillingene:

- Er det forskjell i fordeling av leddmomenter over skulder- og albueledd mellom en smal-nøytral, middels og bred håndposisjonering?
- Er det forskjell i fordeling av leddmomenter over skulder- og albueledd mellom smal-nøytral, smal-høy og smal-lav håndposisjonering?
- Er det forskjell i fordeling av leddmomenter over skulder- og albueledd mellom smal-høy og diamant håndposisjonering?

3. Metode

3.1 Studiedesign

Studien har blitt lagt opp etter et tverrsnittsdesign med repeterte målinger, også kalt within-subjects design, der vi har utført flere målinger på samme gruppe og endret på forutsetningene før hver ny måling. Gjennom dette studiedesignet ønsker vi å undersøke kinetikk og kinematikk i overekstremitetene under gjennomføring av seks ulike push-ups varianter.

3.2 Utvalg

Tjue friske voksne, inkludert 10 kvinner og 10 menn, deltok i denne studien. Vi rekrutterte subjekter via bekvemmelighetsutvalg. Subjektene i studien var i all hovedsak rekruttert igjennom e-post sendt til alle studenter på Norges idrettshøgskole, og venner. Inntakskriterier var personer mellom 18 og 50 år, som var friske og ikke hadde skader som kunne forverres gjennom deltakelse i studien. I tillegg måtte alle subjektene klare å gjennomføre ti strake push-ups med valgfri teknikk, med tilfredsstillende dybde og gjennomføring, for å bli inkludert i studien. Eksklusjonskriteriene var om de hadde skader eller lignende som kunne påvirke deres prestasjon eller gjøre det vanskelig for dem å utføre en eller flere av øvelsesvariasjonene, og/eller at de ikke klarte å gjennomføre de ti push-upene, som var krav for deltagelse i studien.

Tabell 3.1: Subjekt karakteristikk (n=20)

Deskriptiv	Gjennomsnitt ± SD	Spenn
Alder (år)	27,0 ± 5,2	19 - 38
Høyde (m)	1,69 ± 0,08	1,58 - 1,82
Kroppsmasse (kg)	68,6 ± 11,3	51,3 - 92,5
Biakromial bredde (m)	0,36 ± 0,03	0,31 - 0,42

3.3 Etikk

Prosjekter som skal gjennomføres på mennesker må ha godkjenning av enten regional etisk komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) eller Norges idrettshøgskoles etiske komité før prosjektets oppstart. I tillegg skal all forskning godkjennes og registreres hos Norsk senter for forskningsdata (NSD), for en vurdering om prosjektets behandling av personopplysninger er i tråd med lovverket. Helsinki-

deklarasjonen er det viktigste internasjonale dokumentet for regulering av forskning som utføres på mennesker (Holm & Olsen, 2008). Den inneholder tre grunnleggende prinsipper som er videreført fra Nürnberg-koden: 1) i forskning på mennesker er samtykke fra forsøkspersonene en nødvendig forutsetning, 2) forsøkspersonene har en ubetinget rett til når som helst å trekke seg fra forsøket, og 3) den risikoen som personer, som deltar i et forsøk, utsettes for, må være så liten som mulig (Holm & Olsen, 2008).

Datainnsamlingen ble gjennomført i henhold til kravene i Helsinki-deklarasjonen. Det ble innhentet fritt informert samtykke (vedlegg 2) fra subjektene i forkant av deltagelse i studien, og dette inneholdt informasjon i henhold til forskriftene (Den Norske Legeforening, 2012). Mulige ulemper ved å bli med på prosjektet er svært få. I verste fall kan deltagelse medføre muskelstrekking, men sannsynligheten er liten da dette er en bevegelse som ofte gjøres i forbindelse med styrketrening. Subjektene vi i tillegg ha en viss form for styrketreningserfaring for å kunne gjennomføre push-upskravet for å være kvalifisert til deltagelse. I noen av variantene vil det være store muskelkrefter som kan medføre muskelstøthet. Ved testing i laboratoriet måtte subjektene ha på seg lite klær grunnet markører som festes til kroppen. Det var en kvinnelig testleder som var ansvarlig for plassering av markører. Prosjektet fikk før oppstart godkjenning av NSD (vedlegg 3), og Norges idrettshøgskoles etiske komité (vedlegg 1). Dette prosjektet oppfylte ikke kravene for å måtte godkjennes av REK.

3.4 Testprosedyre

Testingen ble delt opp i to dager for hver av subjektene, med unntak av to subjekter, som på grunn av frafall måtte gjennomføre både screening og testing samme økt.

På den første dagen (screening) fikk subjektene først utdelt en samtykkeerklæring (vedlegg 2) som måtte leses igjennom og godkjennes før de kunne delta i studien. Hvis de godkjente innholdet i samtykkeerklæringen ble dette undertegnet av subjektene. Deretter gjennomførte subjektet ti push-ups på tærne med valgfri håndposisjonering, som måtte ha godkjent gjennomføring før subjektet ble inkludert. Deretter ble det tatt antropometriske mål, der vi målte høyde og biakromial bredde (BAD) fra ca. midt på akromion fra høyre til venstre side med et skyvelære (large bone caliper, model 01293; Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN, USA). Deretter målte vi distansen fra

den laterale kanten på akromion til midt mellom processus styloideus ulnae og processus styloideus radii på dorsalsiden på subjektets høyre arm. Etter dette gikk vi gjennom videoer av de ulike øvelsesvariasjonene, med muntlig instruksjon av gjennomførelse og hva som var spesielt viktig for de enkelte variantene. Deretter fikk subjektene øve på de ulike variantene på kraftplattformen, slik at de fikk kjenne på og øve på teknikk, samtidig som vi kunne legge til strikk på en eller flere øvelsesvariasjoner dersom det var behov for det. Dersom strikk var nødvendig for å gjennomføre fem repetisjoner med tilfredsstillende teknikk, fant vi den strikken (av tre) som ga subjektet akkurat nok hjelp for å klare de fem repetisjonene.

På testdagen ble det markert med teip på plattformene hvor hendene skulle plasseres, regnet ut fra BAD og armlengde målt på screeningdag. Vi kalibrerte plattformene før hvert nye subjekt. Subjektene hadde på seg kort shorts og sports-bh (kvinner), og fordi det var et glatt underlag ble de bedt om å gå barberte. Vi begynte med å plassere de 23 refleksmarkørene på subjektets kropp, det var den samme testlederen som plasserte disse på alle subjektene. Etter dette gjennomførte vi et nullopptak, der subjektet sto foran den ene kraftplattformen med strak kropp og armene strukket ut til sidene med knyttede never slik at hender, albuer og skuldre var på samme høyde. Hendene var pronert slik at håndflaten pekte ned mot underlaget. Subjektet holdt denne posisjonen i fem sekunder. Etter fem sekunder fikk subjektet beskjed om å gå inn på den ene kraftplattformen, stille seg på midten av den, la armene henge ned langs siden, med blikket rett frem, og stå så stille som mulig. Hele opptaket varte i tjue sekunder inkludert de fem sekundene på utsiden av kraftplattformen. Dette opptaket ga oss mulighet til å måle antropometriske data, inkludert subjektets vekt.

Subjektet utførte så en oppvarmingsrunde som begynte med 10 push-ups med elevert overkropp på Smith-maskin dersom de syntes det var ganske tungt å gjennomføre ti push-ups, eller på gulvet dersom de syntes ti push-ups var lett for dem å gjennomføre. De hadde minst ett minutt pause før de gjennomførte ett oppvarmingssett til på lik måte, men på 8 repetisjoner. De avsluttet med ett oppvarmingssett på 8 repetisjoner av den øvelsesvariasjonen det enkelte subjektet skulle gjennomføre først under testingen, denne ble utført med strikk for å gjøre repetisjonene lettere. Hvert subjekt hadde randomisert rekkefølge de skulle gjennomføre variantene i. Testprosedyren besto av fem repetisjoner for hver av de seks variasjonene av push-ups, med minimum 2 minutters pause mellom

hver variant. Før hver ny variant, gikk vi på nytt igjennom video av gjennomføring av varianten med muntlig instruksjon om fokuspunkter, slik at subjektet hadde dette friskt i minnet. Under utføringen av repetisjonene fikk de også muntlige beskjeder om å huske på blant annet albueplassering og dybde i push-up. For at repetisjonene skulle godkjennes måtte teknikken og dybden være tilfredsstillende. For å få godkjent dybde måtte brystet (Smal-nøytral, Smal-lav, Middels og Bred) eller nesetippen (Smal-høy) berøre en svamp (ca. 28mm tykkelse) som lå på plattformen svært lett, eller brystet lett berøre håndbaken (Diamant). Ved Smal-høy ble svampen plassert slik at nesetippen berørte helt i øverste kant av svampen i øvelsens bunnposisjon, slik at det hindret subjektet i å forflytte kroppen fremover under utførelsen. Berøringen av svampen måtte være så lett at det ble registrert ingen eller minimal berøring av kraftplattformen. Dersom settet ikke ble godkjent, fikk subjektet ytterligere maksimalt to forsøk (maks. tre sett) per variant. Etter hvert sett gjennomgikk vi data fra oqus-kameraer og kraftplattformer på Qualisys motion capture (QTM versjon 2019.3; Qualysis AB, Göteborg, Sverige) systemet for å se om alt så riktig ut og at ingenting hadde sviktet under gjennomføringen av opptaket. Alle øktene ble gjennomført av kvinnelig testleder, ofte med én assistent til stede.



Figur 3.1: Stativ som ble benyttet til festing av strikk for avlastning dersom en variant var så tung at subjektet ikke klarte å gjennomføre fem repetisjoner med tilfredsstillende teknikk.

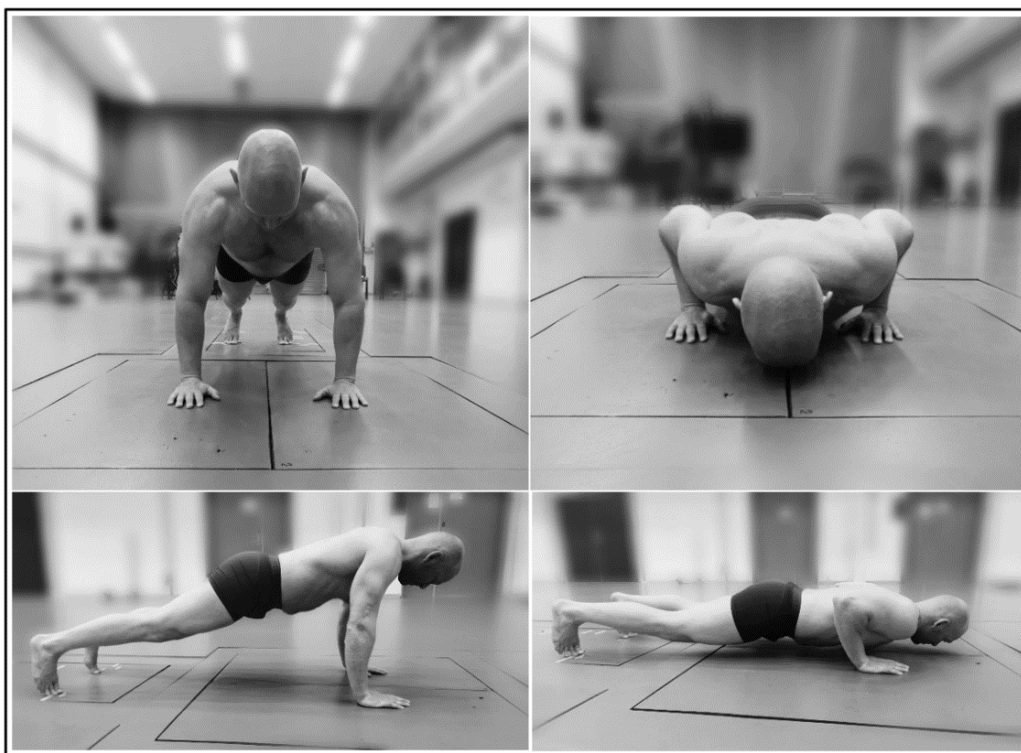
3.5 Ulike varianter av push-ups

Vi ønsket å analysere en bred variasjon av push-ups der hendene plasseres i ulike posisjoneringer, med bestemte posisjoneringer for albuen. Dette samtidig som vi holder grunnposisjonen til den tradisjonelle push-upen med strake ben og kroppen i en rett linje (Suprak, Dawes, & Stephenson, 2011). Vi analyserte disse variantene:

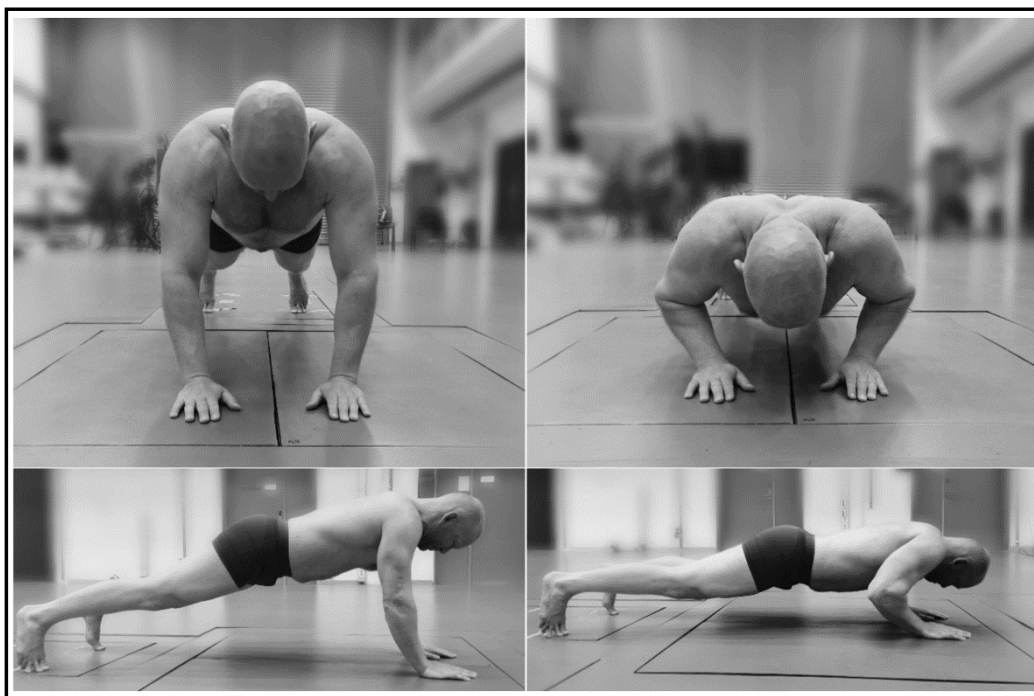
1. Smal-nøytral håndposisjonering (figur 3.2): En klassisk variant med hender i skulderbreddes avstand posisjonert slik at tuppen av digitus medius (langfingeren) ligger loddrett under toppen av skulderen i øvelsens bunnposisjon, og albue pekende bakover med overarmen inntil langs siden av overkroppen.
2. Smal-høy håndposisjonering (superior variant) (figur 3.3): I denne varianten var det lik bredde mellom hendene som i Smal-nøytral, men hendene ble flyttet frem så de var posisjonert med tuppen av digitus medius (langfinger) på høyde med øyne i bunnposisjon, albue skulle peke mest mulig bakover under utførelse.
3. Smal-lav håndposisjonering (inferior variant) (figur 3.4): Også her brukte vi lik bredde mellom hender som ved Smal-nøytral, men her ble hendene flyttet lenger bak, med underarmen loddrett fra underlaget i øvelsens bunnposisjon. Også her skal albue peke bakover og underarmene holdes mest mulig inntil kroppen.
4. Diamant håndposisjonering (figur 3.5): Denne varianten kalles ofte for diamant push-up, da en plasserer tuppen på tomlene mot hverandre og tuppen på pekefingerne mot hverandre, og danner en diamantform. Fordi hendene ble plassert på hver sin kraftplattform, og vi ikke ønsket kontakt mellom hendene da dette kunne føre til feil i målinger fra plattformene, ble pekefingerne og tomlene plassert i retning av hverandre med ca. 5mm avstand fra kanten av kraftplattformen for å sikre at det ikke ble berøring dersom hendene skled noe nærmere hverandre under gjennomføringen.
5. Middels håndposisjonering (figur 3.6) Her ble hendene plassert i skulderhøyde, men bredere enn skulderbreddes avstand mellom midten av håndflatene.
6. Bred håndposisjonering (figur 3.7): Hendene ble fortsatt plassert i skulderhøyde, men hendene ble posisjonert enda bredere enn ved Middels.

Håndposisjoneringen i øvelsesvariasjonene ble standardisert ved bruk av den indre vinkelen mellom utstrukt arm og plattformen (AP-vinkel) i øvelsens toppposisjon. Vi

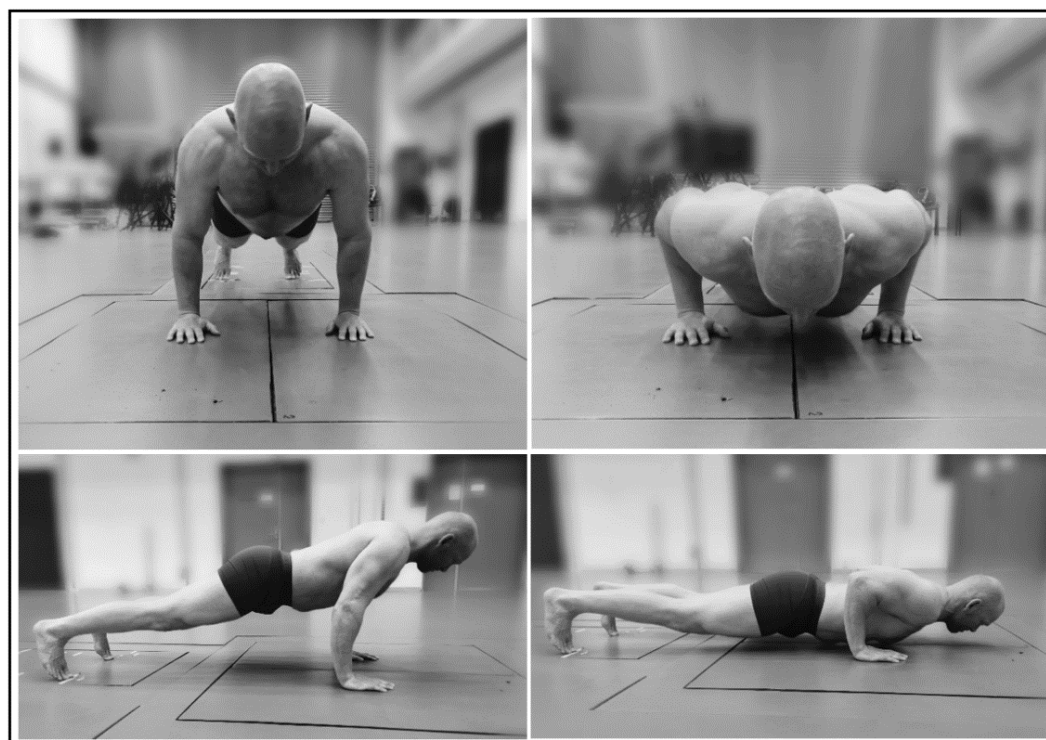
benyttet BAD for utregning av vinklene. Smal-nøytral variant, Smal-høy variant og Smal-lav variant ble utført med smal posisjonering (85° AP-vinkel) og albue bakover tett inntil kroppen, Middels variant med middels bred posisjonering (70° AP-vinkel), og Bred variant med bred posisjonering (55° AP-vinkel). Disse breddene ble så markert med teip på plattformen for hvert enkelt subjekt. Denne teipen skulle treffe midt på carpus (håndroten) i forlengelse av digitus medius, med beskjed om at hvis nødvendig kunne hånden vinkles noe i de bredeste variantene så lenge midten av carpus var plassert rett over teipbiten. For at teknikk under utførelse av variantene skulle være tilfredsstillende selv om noen av variantene var tunge å gjennomføre, hadde vi tre treningsstrikker i tre forskjellige tykkelser, slik at de fikk den hjelpen de behøvde for at teknikken ble opprettholdt. Denne strikken ble plassert rett under brystet, og hang i en vektstang som lå og rullet på et stativ direkte over subjektet (figur 3.1). Dette for at strikken ikke skulle dras fremover eller bakover under bevegelsen, men at vektstangen skulle rulle lett dersom overkroppen til subjektet forflyttet seg. På denne måten ble stangen rett over punktet strikken var festet til subjektet. Rekkefølgen på de ulike push-up variantene ble randomisert ved bruk av randomiseringsfunksjonen «randperm» i Matlab (versjon R2021a; MathWorks Inc., Natick, MA, USA).



Figur 3.2: Variant nummer én: Smal-nøytral håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.



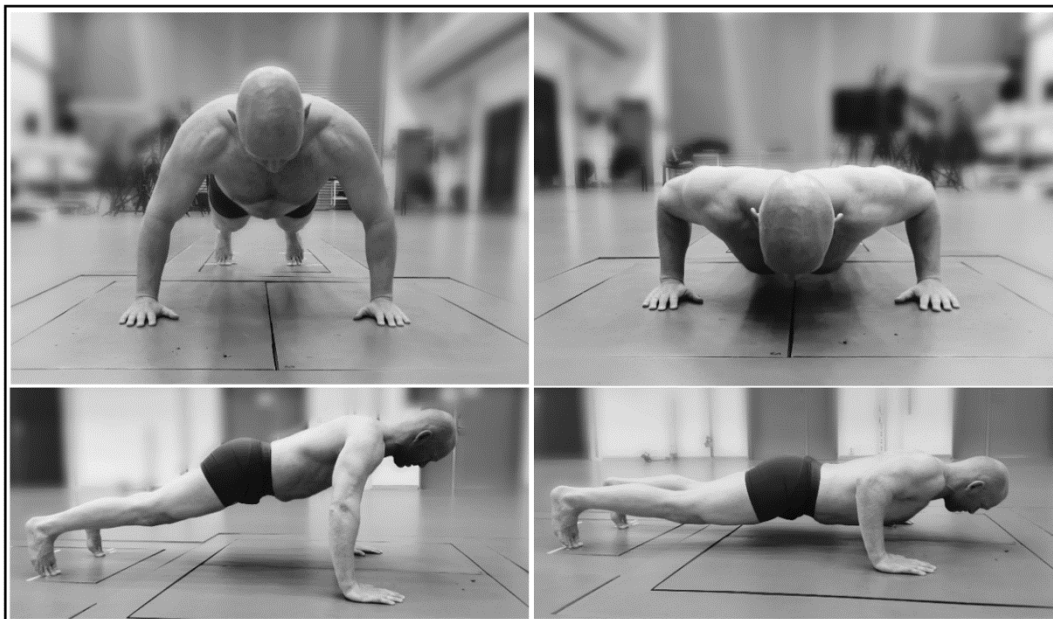
Figur 3.3: Variant nummer to: Smal-høy håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.



Figur 3.4: Variant nummer tre: Smal-lav håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.



Figur 3.5: Variant nummer fire: Diamant håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.



Figur 3.6: Variant nummer fem: Middels håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.



Figur 3.7: Variant nummer seks: Bred håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden.

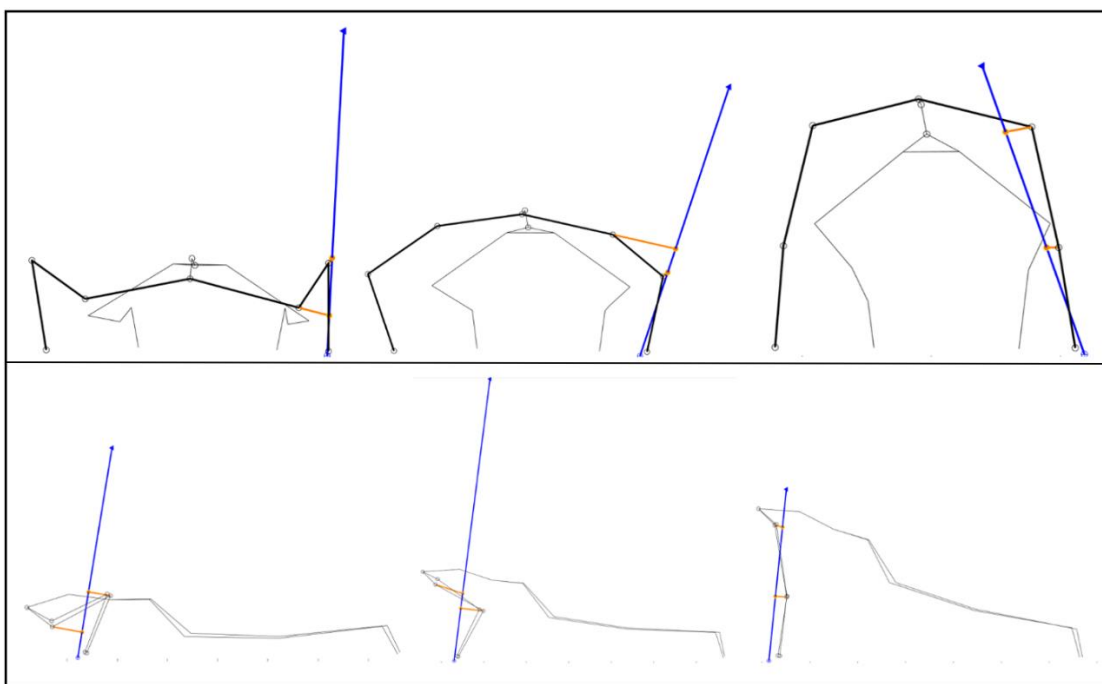
3.6 Målinger og dataprosessering

Alle målinger ble gjort gjennom Qualisys Track manager (versjon 2019.3; Qualisys AB, Göteborg, Sverige) med Oqus kameraer og kraftplattform. Målingene ble synkront samlet inn via et 16-bit analog-til-digital konverteringsbrett (USB-2533; Measurement Computing Corporation, Norton, MA, USA), inkorporert i Qualisys Track Manager. Målingene ble så konvertert til TSV-format (Tab-Separated Values) og videre prosessert i Matlab (versjon R2021a; MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

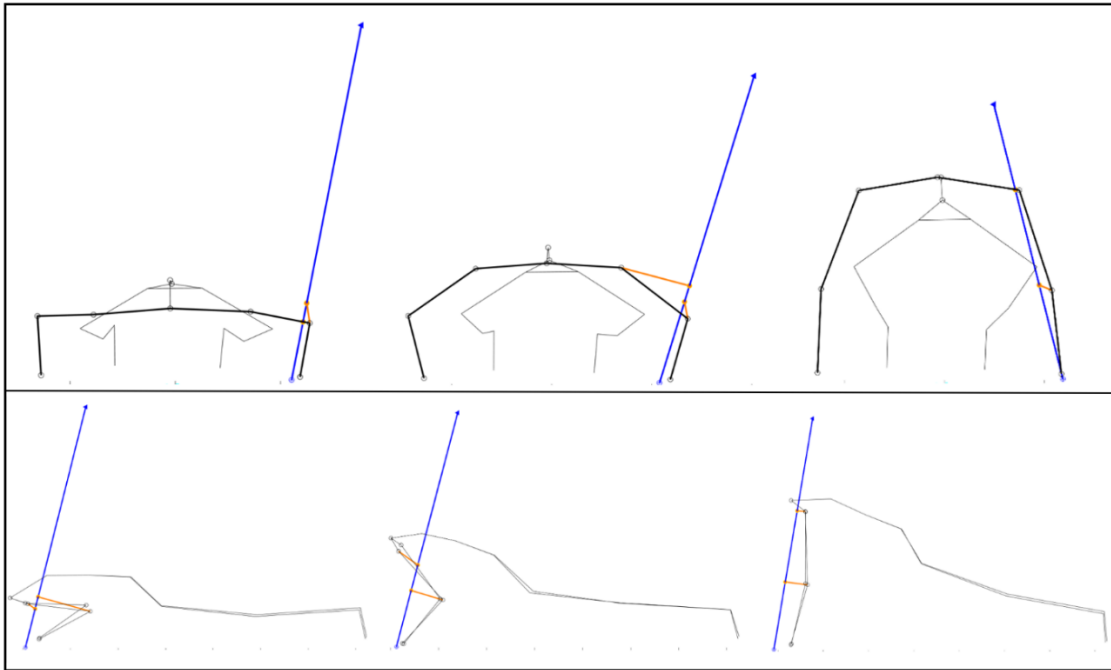
For opptak av tredimensjonal kinematikk benyttet vi et system av 12 motion capture kameraer (Oqus 400/700; Qualisys AB, Göteborg, Sverige) med opptak på 150Hz. Her ble 23 refleksmarkører (12.5-19mm i diameter) festet bilateralt på subjektets kropp, direkte over følgende anatomiske landemerker (Boser, et al., 2018; Wu, et al., 2002; Wu, et al., 2005): processus styloideus unae og radii, laterale og mediale epikondyle på humerus, det mest dorsale punktet på akromioklavikularleddet (AC-leddet), processus spinosus på vertebrae cervicales nummer sju (C7), spina iliaca posterior superior (PSIS), på ryggspylen på 1/3 og på 2/3 av distansen mellom C7 og en rett linje mellom venstre og høyre PSIS, trokanter major, laterale epikondyle på femur, malleolus lateralis, caput på femte metatars. For å lokalisere det glenohumeralet leddsentret benyttet vi en regresjonsligning der vi kunne estimere leddesentret ut ifra plasseringen

til refleksmarkøren på akromioklavikularleddet (Rab, et al., 2002). For estimering av albueleddscentret benyttet vi den laterale og den mediale epikondylen på humerus og fant midtpunktet mellom disse markørene, og for håndleddscenteret benyttet vi midtpunktet mellom markørene på processus styloideus unae og radii (Williams, et al., 2006).

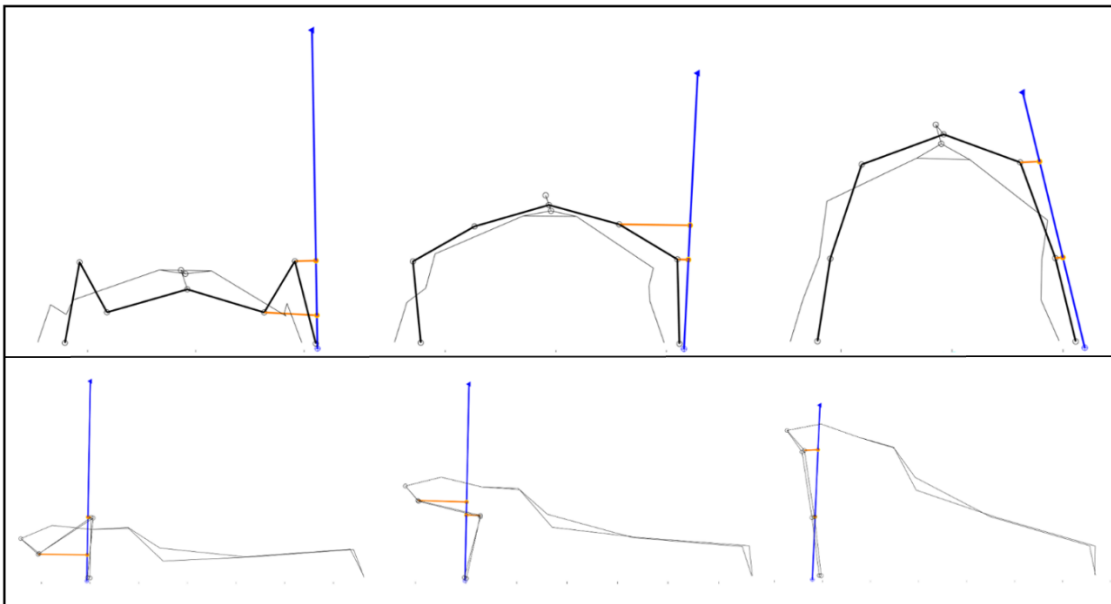
Kinetisk data ble samlet inn via to kraftplattformer (AMTI LG6-4-1, Watertown, MA, USA), med frekvens på 1500Hz. Hendene var plassert på hver sin plattform, og føttene plassert utenfor plattformene. Vi markerte nøyte med teip på plattformen hvor hendene skulle plasseres for at målingene skulle være sammenlignbare for de ulike variantene. Vi ønsket å måle kreftene som virker under hendene, og ved å gjennomføre push-ups variantene på en kraftplattform kan vi få ut den fullstendige kraftvektoren. Vi fikk også ut informasjon om centre of pressure, altså det punktet der kraften virker under hendene. På denne måten kunne vi få ut selve kreftene, punktet kraften virker og retningen på kreftene. Ved å se på disse dataene og data fra Oqus-karmeraer kunne vi regne oss frem til momentarmene mellom kraftvektoren og leddsentrene i skulder og albue. Deretter kunne vi gange kraft med momentarmer for å finne momentene til leddene.



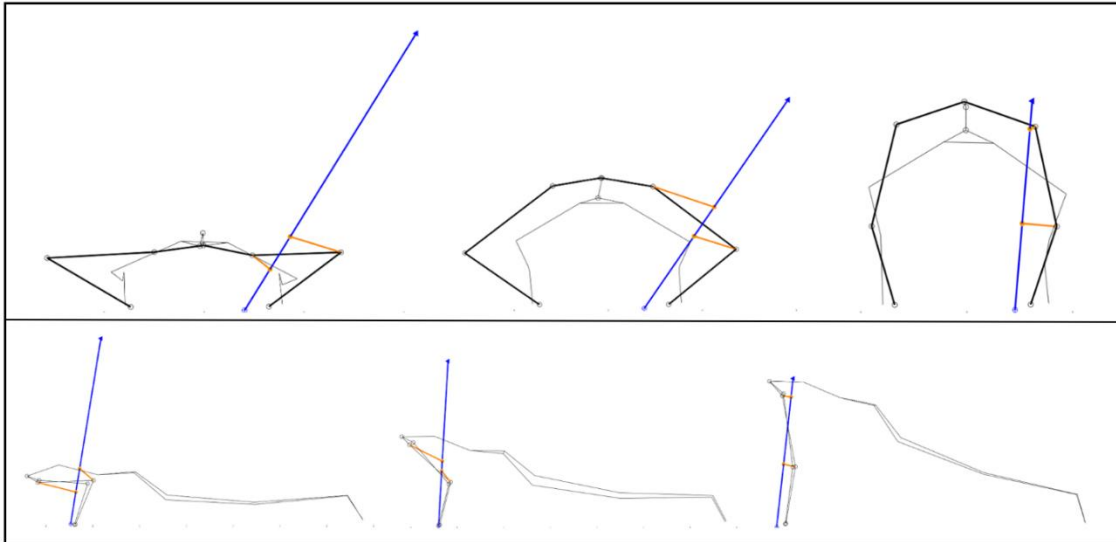
Figur 3.8: Variant nummer én: Smal-nøytral håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.



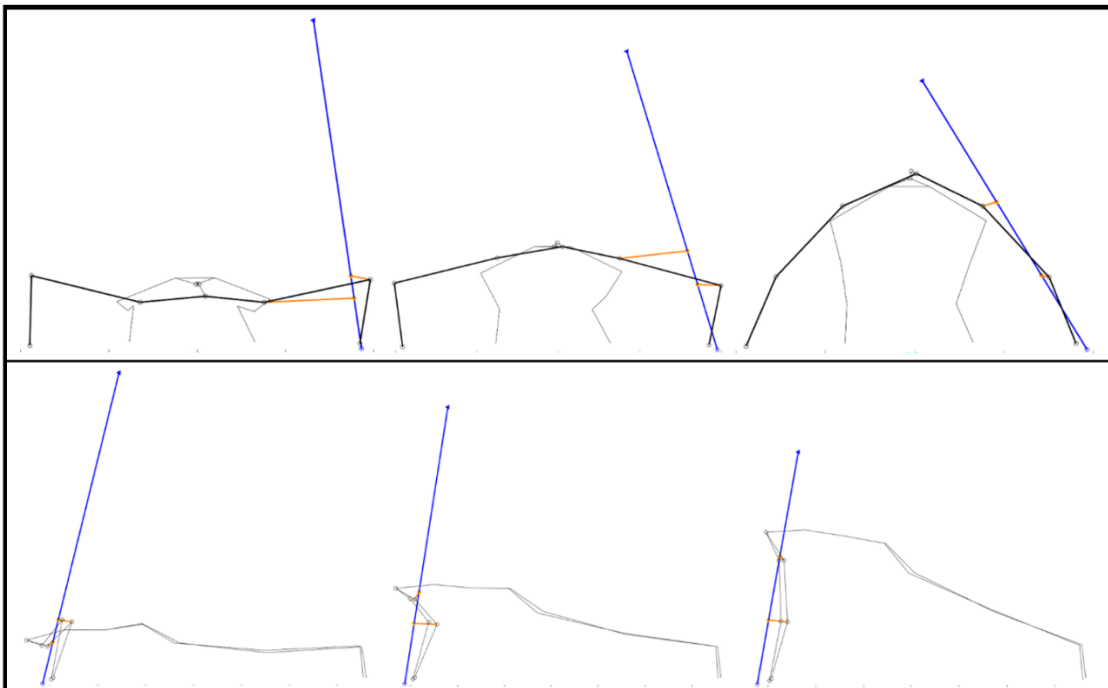
Figur 3.9: Variant nummer to: Smal-høy håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.



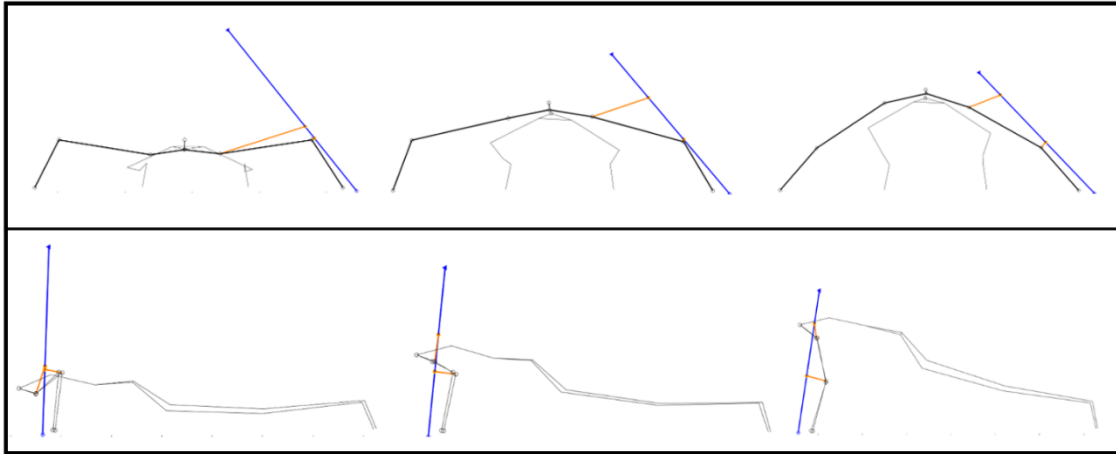
Figur 3.10: Variant nummer tre: Smal-lav håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.



Figur 3.11: Variant nummer fire: Diamant håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.



Figur 3.12: Variant nummer fem: Middels håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.



Figur 3.13: Variant nummer seks: Bred håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd.

3.7 Statistikk

For å utføre statistiske analyser ble IBM SPSS Statistics (versjon: 28.0.0.0 (190), IBM Corporation, Armonk, NY, USA) benyttet. Testene som ble gjennomført var test for «repeated measures» for flere enn tre parede variabler og paret t-test for to parede variabler ved normalfordelte data, Friedman test og Wilcoxon test for skjevfordelte data. Normalitet ble vurdert ut ifra Shapiro-wilk test, og ved visuell inspeksjon av histogram og Q-Q plot. Ved test av normalitet, så noen av dataene skjevfordelte ut på histogram og vek noe fra linjen i Q-Q plottene, men ingen variabler ved relative momenter ble signifikante på Shapiro-Wilk test for normalfordeling. For å ikke komme til skade for å benytte feil analyser ble beregningene som disse variablene var med i, gjentatt med ikke-parametriske tester, Friedmans test og Wilcoxon. Da disse ga like resultater som de parametriske testene, ble resultatene av de parametriske testene benyttet. I de tilfellene der antagelsen om sfærisitet ikke ble oppfylt, undersøkt igjennom Mauchlys sfærisitetstest, benyttet vi korreksjonen til Greenhouse-Geisser ($\epsilon < 0.75$) eller Huynh-Feldt ($\epsilon > 0.75$). Hovedeffekter som var signifikante ble fulgt opp med parvise post-hoc tester med Bonferroni-korreksjon. Ved absolutte momenter, var noen variabler skjevfordelte, og vi benyttet derfor Wilcoxon test med Bonferroni-korreksjon på disse dataene. Signifikansnivået ble a-priori satt til $p \leq 0.05$. Resultatene er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD) både ved absolutte- og relative verdier. Hovedeffektene er rapportert med justerte p-verdier, og effektstørrelse ved

partiell eta kvadrert (η_p^2). Statistiske tester ble gjennomført på relative verdier der skulderleddets prosentvise andel av totalt moment er benyttet, i tillegg er tester for absolutte leddmomenter inkludert.

Data som er presentert og utført analyser på er fra repetisjon nummer to og fem av totalt fem repetisjoner per variant. Repetisjon nummer én så visuelt sett ut til å skille seg ut fra de andre repetisjonene og ble derfor ekskludert. Vi ønsket å analysere en repetisjon tidlig i settet og en repetisjon sent i settet for å kunne avdekke eventuelle forskjeller mellom disse repetisjonene. Datapunktene som er benyttet for statistiske analyser er relativt skulderleddmoment ved maks. moment ved repetisjon nummer to og fem, og ved laveste punkt (bunnposisjon) repetisjon nr. to og fem. I tillegg undersøkte vi forskjellene mellom variantene for absolutt albue- og skulderleddmoment ved maks. moment repetisjon nr. to og laveste punkt repetisjon nr. to. Leddmomenter, momentarmer og krefter for laveste punkt ble registrert ved AC-leddmarkørens laveste posisjon i skjæringen mellom eksentrisk og konsentrisk fase. For å lage violin-plottene benyttet vi RAWGraphs 2.0 beta (<https://app.rawgraphs.io/>).

Vi undersøkte forskjellene mellom Bred, Middels og Smal-nøytral, da disse variantene ofte sammenlignes når det kommer til å velge hvilken variant som utfordrer muskulatur over skulder- eller albueledd mest. Vi sammenlignet også de tre variantene med smal håndposisjonering der albuen skulle peke bakover langs overkroppen, Smal-høy, Smal-nøytral og Smal-lav, da disse variantene ligner i utførelse, men hendene er plassert ved forskjellige høyder i forhold til kroppen. I tillegg undersøkte vi forskjellene mellom Smal-høy og Diamant, da vi trodde disse kanskje ville ha lavest gjennomsnittlig relative skulderleddmomenter, og dermed de høyeste relative albueleddmomentene.

Sammenhengen mellom repetisjon nr. to og fem for hver av øvelsesvariasjonene for både maksimale verdier og for laveste punkt var også interessant å se på, fordi det kunne finnes en signifikant forskjell i momentfordeling fra tidlig til sent i settet.

Deretter undersøkte vi hvor i den konsentriske fasen øvelsen hadde høyest momenter og dermed stilte høyest krav til muskulatur over henholdsvis skulder- og albueledd. Dette ble målt ved den midterste repetisjonen, altså repetisjon nr. tre. Dette er presentert som prosentvis plassering fra start til slutt i konsentrisk fase. Til slutt målte vi abduksjonsvinkelen mellom overkropp og overarm ved bunnposisjon og ved den visuelt maksimale abduksjonsvinkelen i konsentrisk fase i Smal-høy.

4. Resultater

Subjekt karakteristikk er vist i tabell 3.1. Vi observerte en statistisk signifikant forskjell i fordeling mellom skulder- og albueleddmoment mellom øvelsesvariasjonene, ved henholdsvis maks. moment ved repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.93$), maks. moment ved repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.92$), laveste punkt (bunnposisjon) ved repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.93$) og laveste punkt ved repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.93$). Post hoc- testene avslørte ingen statistisk signifikant forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Bred, Middels og Smal-lav ved verken maks. moment repetisjon to eller fem, eller laveste punkt repetisjon to eller fem ($p > 0.05$). Post hoc- testene avslørte at Bred, Middels og Smal-lav var statistisk signifikant forskjellig fra Smal-nøytral, Smal-høy og Diamant ($p < 0.001$) ved alle de fire testene. Samt at Smal-nøytral, Smal-høy og Diamant var alle signifikant forskjellig fra hverandre ($p < 0.001$) ved alle de fire post hoc- testene.

Tabell 4.1: Relative verdier ved maksimalt moment og ved laveste punkt

	Repetisjon nr.	Smal nøytral	Smal høy	Smal lav	Diamant	Middels	Bred
Maksimalt moment							
Skulder av totalt moment (%)	2 (n=20)	67,5 ± 5,7	42,6 ± 5,0	76,0 ± 5,4	51,3 ± 6,6	75,2 ± 4,2	75,8 ± 4,5
	5 (n=20)	68,6 ± 5,7	44,3 ± 5,5	75,1 ± 5,3	52,9 ± 6,0	74,2 ± 3,9	74,8 ± 4,2
Skulder av total momentarm (%)	2 (n=20)	66,6 ± 5,1	43,8 ± 5,0	72,9 ± 6,5	51,4 ± 6,8	72,2 ± 5,1	74,9 ± 4,7
	5 (n=20)	67,5 ± 5,1	45,1 ± 5,9	71,9 ± 6,0	52,7 ± 6,3	72,5 ± 4,5	74,3 ± 4,2
Laveste punkt							
Skulder av totalt moment (%)	2 (n=20)	65,8 ± 7,5	35,0 ± 6,3	80,5 ± 6,7	47,2 ± 8,1	80,9 ± 6,4	79,3 ± 4,4
	5 (n=20)	68,2 ± 7,7	35,2 ± 7,1	81,4 ± 7,3	49,6 ± 7,7	81,8 ± 7,0	79,1 ± 4,3

Verdiene er presentert som gjennomsnitt ± SD for relative verdier for skulderleddmoment og momentarm registrert ved maksimalt moment og ved skulderens laveste punkt (begynnelsen av konsentrisk fase). Vi har ikke inkludert skulder av total momentarm på laveste punkt, i tabellen, da denne var identisk med laveste punkt skulder av totalt moment.

Vi undersøkte forskjellene i relativt skulderleddmoment mellom Bred, Middels og Smal-nøytral. Ved maks. moment registrert på repetisjon to, fant vi en statistisk signifikant forskjell mellom variantene ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.68$), det samme observerte vi også ved de andre punktene, henholdsvis ved maksimalt moment ved repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.58$), ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.78$), og ved laveste punkt repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.75$). Ved post hoc-testene var Bred statistisk signifikant høyere enn Smal-nøytral ved maks. moment repetisjon nummer to ($p < 0.001$, $8.2 \pm 4.8\%$), maks. moment repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $6.2 \pm 4.7\%$), laveste

punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $13.5 \pm 6.2\%$) og ved laveste punkt repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $10.9 \pm 5.9\%$). Middels hadde statistisk signifikant høyere relative skulderleddmoment enn Smal-nøytral ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $7.7 \pm 5.4\%$) og fem ($p < 0.001$, $5.6 \pm 4.6\%$), og ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $15.1 \pm 7.5\%$) og fem ($p < 0.001$, $13.6 \pm 6.5\%$). Skulderens prosentvise andel av totalt moment for Bred var høyere enn for Middels ved maks. moment repetisjon nr. to ($0.5 \pm 3.2\%$). Denne forskjellen var ikke statistisk signifikant ($p = 1.000$), det samme gjaldt maks. moment repetisjon nr. fem ($p = 1.000$, $0.6 \pm 3.0\%$). Ved laveste punkt repetisjon nr. to og laveste punkt repetisjon nr. fem var relativt skulderleddmoment for Middels høyere enn for Bred med henholdsvis $1.6 \pm 5.3\%$ og $2.7 \pm 5.7\%$. Disse forskjellene var ikke statistisk signifikante verken for repetisjon nr. to ($p = 0.614$) eller repetisjon nr. fem ($p = 0.145$).

For variantene Smal-høy, Smal-nøytral og Smal-lav indikerte funnene en statistisk signifikant forskjell i skulderens relative leddmoment mellom de tre variantene ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.96$), maks. moment repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.94$), laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.95$), og ved laveste punkt repetisjon nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.95$). Post hoc- testene indikerte en statistisk signifikant forskjell mellom Smal-høy og Smal-nøytral, der Smal-nøytral hadde høyere gjennomsnittlig relative skuldermoment enn Smal-høy ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $24.9 \pm 5.8\%$) og fem ($p < 0.001$, $24.3 \pm 5.8\%$), og ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $30.8 \pm 8.3\%$) og fem ($p < 0.001$, $32.9 \pm 8.3\%$). Statistiske signifikante forskjeller ble også funnet mellom Smal-høy og Smal-lav, der Smal-lav hadde høyere gjennomsnittlig relativt skuldermoment sammenlignet med Smal-høy ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $33.5 \pm 5.9\%$) og fem ($p < 0.001$, $30.8 \pm 7.0\%$), og ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $45.5 \pm 9.2\%$) og fem ($p < 0.001$, $46.2 \pm 9.2\%$). Også mellom Smal-lav og Smal-nøytral fant vi statistisk signifikant forskjell, der Smal-lav var høyere enn Smal-nøytral ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $8.5 \pm 4.1\%$) og fem ($p < 0.001$, $6.5 \pm 4.6\%$), og ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $14.7 \pm 5.0\%$) og fem ($p < 0.001$, $13.3 \pm 7.5\%$).

T-testene indikerte en statistisk signifikant forskjell mellom de to variantene med lavest relativt skulderleddmoment. Der et høyere relativt skuldermoment ble funnet ved Diamant enn ved Smal-høy ved maks. moment repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $8.8 \pm 6.2\%$,

$\eta_p^2 = 0.68$), og nr. fem ($p < 0.001$, $8.6 \pm 6.7\%$, $\eta_p^2 = 0.64$), og ved laveste punkt repetisjon nr. to ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.69$) og nr. fem ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.76$) med henholdsvis $12.2 \pm 8.3\%$ og $14.3 \pm 8.4\%$.

Tabell 4.2: Absolutte verdier ved maksimalt moment og ved laveste punkt

	Repetisjon nr.	Smal nøytral	Smal høy	Smal lav	Diamant	Middels	Bred
Maksimalt moment							
Skulderledd moment (Nm)	2 (n=20)	65,8 ± 16,7	44,1 ± 15,5	71,6 ± 16,9	70,3 ± 23,4	79,6 ± 16,7	118,0 ± 26,6
	5 (n=20)	65,4 ± 15,7	46,9 ± 16,9	71,8 ± 21,6	74,6 ± 23,5	79,1 ± 15,9	116,5 ± 26,1
Skulderledd momentarm (m)	2 (n=20)	0,17 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,17 ± 0,03	0,23 ± 0,02	0,29 ± 0,02
	5 (n=20)	0,18 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,18 ± 0,03	0,24 ± 0,02	0,29 ± 0,02
Kraft (N) maks. moment skulder	2 (n=20)	374,2 ± 69,9	280,6 ± 84,7	359,3 ± 68,5	405,8 ± 93,3	338,2 ± 60,1	405,1 ± 80,0
	5 (n=20)	360,6 ± 69,0	282,7 ± 85,8	359,9 ± 69,6	417,2 ± 96,8	332,9 ± 55,0	399,8 ± 77,7
Albueledd moment (Nm)	2 (n=20)	31,2 ± 8,2	59,3 ± 23,1	22,2 ± 6,1	65,1 ± 17,3	26,6 ± 8,2	38,0 ± 12,3
	5 (n=20)	29,6 ± 7,8	59,0 ± 24,2	23,5 ± 6,5	64,7 ± 14,7	27,7 ± 7,6	39,3 ± 11,1
Albueledd momentarm (m)	2 (n=20)	0,09 ± 0,01	0,20 ± 0,03	0,07 ± 0,01	0,16 ± 0,02	0,09 ± 0,02	0,10 ± 0,02
	5 (n=20)	0,09 ± 0,01	0,20 ± 0,03	0,08 ± 0,01	0,16 ± 0,02	0,09 ± 0,02	0,10 ± 0,02
Kraft (N) maks. moment albue	2 (n=20)	358,9 ± 73,9	295,4 ± 93,0	307,3 ± 66,1	403,0 ± 92,0	291,2 ± 58,6	386,5 ± 75,0
	5 (n=20)	344,2 ± 79,3	294,3 ± 98,0	305,7 ± 64,9	414,2 ± 94,4	305,5 ± 54,9	388,2 ± 74,9
Laveste punkt							
Skulderledd moment (Nm)	2 (n=20)	53,0 ± 13,0	29,7 ± 10,1	63,0 ± 14,2	58,2 ± 23,5	72,2 ± 12,6	112,2 ± 24,7
	5 (n=20)	57,1 ± 15,7	30,3 ± 10,8	63,2 ± 15,3	64,5 ± 25,0	74,0 ± 14,8	109,4 ± 24,0
Skulderledd momentarm (m)	2 (n=20)	0,16 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,19 ± 0,03	0,15 ± 0,03	0,23 ± 0,02	0,29 ± 0,02
	5 (n=20)	0,16 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,19 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,23 ± 0,02	0,29 ± 0,03
Albueledd moment (Nm)	2 (n=20)	27,1 ± 6,7	55,1 ± 19,5	15,0 ± 5,2	61,9 ± 17,2	17,7 ± 7,8	29,5 ± 10,0
	5 (n=20)	26,3 ± 8,0	56,3 ± 22,3	14,3 ± 6,4	62,1 ± 13,6	17,3 ± 8,8	29,2 ± 9,7
Albueledd momentarm (m)	2 (n=20)	0,08 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,05 ± 0,01	0,17 ± 0,03	0,06 ± 0,02	0,08 ± 0,02
	5 (n=20)	0,08 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,04 ± 0,02	0,16 ± 0,03	0,05 ± 0,02	0,08 ± 0,02
Kraft (N)	2 (n=20)	335,8 ± 51,6	264,9 ± 77,5	327,2 ± 50,7	369,7 ± 98,8	312,3 ± 44,2	385,2 ± 75,3
	5 (n=20)	346,9 ± 66,9	270,9 ± 85,9	325,1 ± 53,1	391,7 ± 98,1	327,2 ± 51,9	377,0 ± 77,0

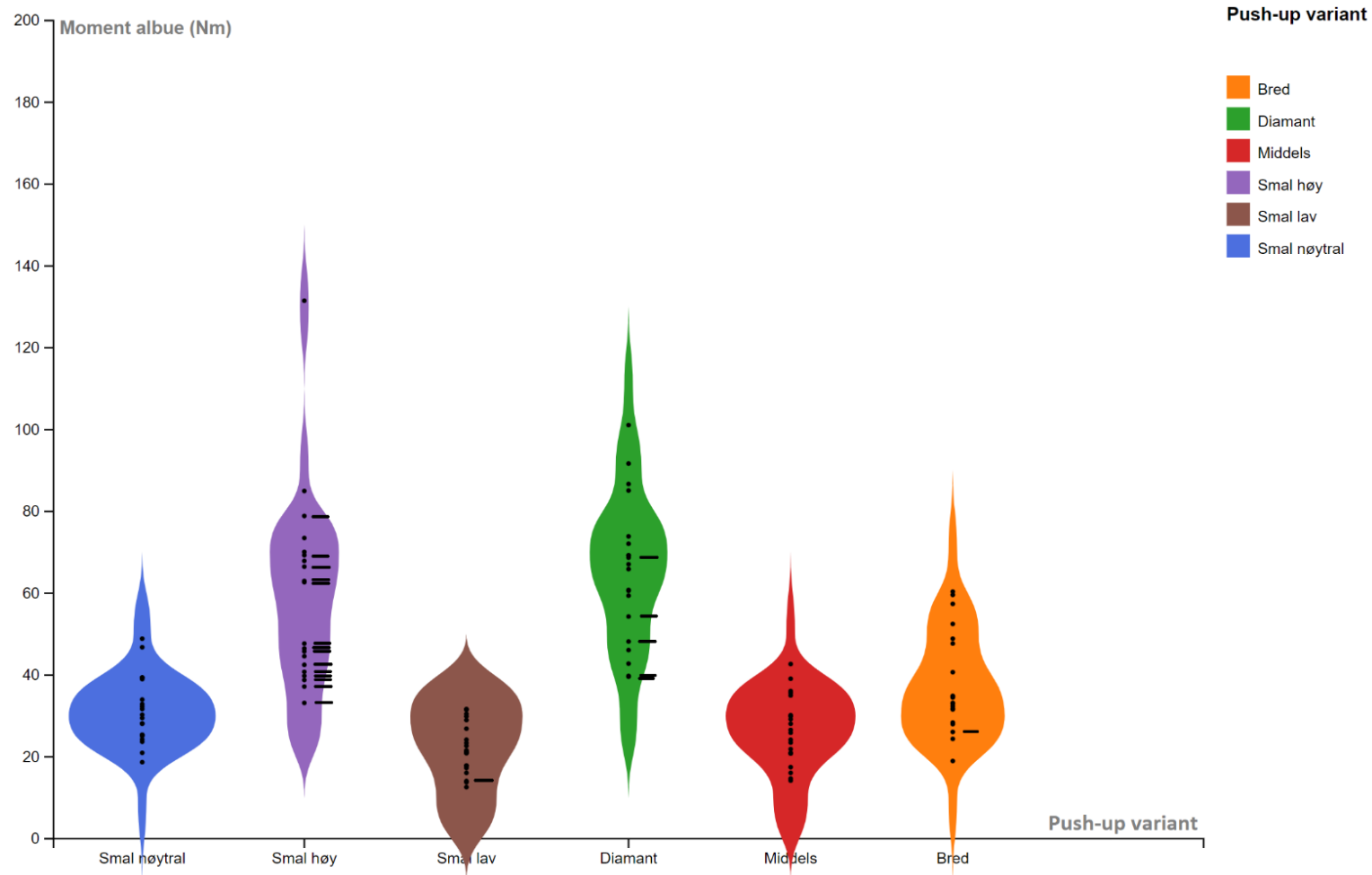
Verdiene er presentert som gjennomsnitt ± SD for absolutte verdier for leddmoment, momentarm og kraft registrert ved maksimalt moment for albue- og skulderledd, og ved skulderens laveste punkt (begynnelsen av konsentrisk fase)

For absolutte momenter for skulderledd repetisjon nr. to ved maks. moment fant vi at Bred og Smal-høy var statistisk signifikant forskjellig fra de andre variantene og fra hverandre ($p > 0.05$). Smal-lav, Diamant og Smal-nøytral var ikke statistisk signifikant forskjellig fra hverandre ($p > 0.05$). Smal-lav og Smal-nøytral var statistisk signifikant forskjellig fra Bred, Middels og Smal-høy ($p < 0.05$). Diamant var statistisk signifikant forskjellig fra Bred og Smal-høy ($p < 0.05$), men ikke fra Middels ($p > 0.05$). Middels var statistisk signifikant forskjellig fra Bred, Smal-lav, Smal-nøytral og Smal-høy ($p < 0.05$).

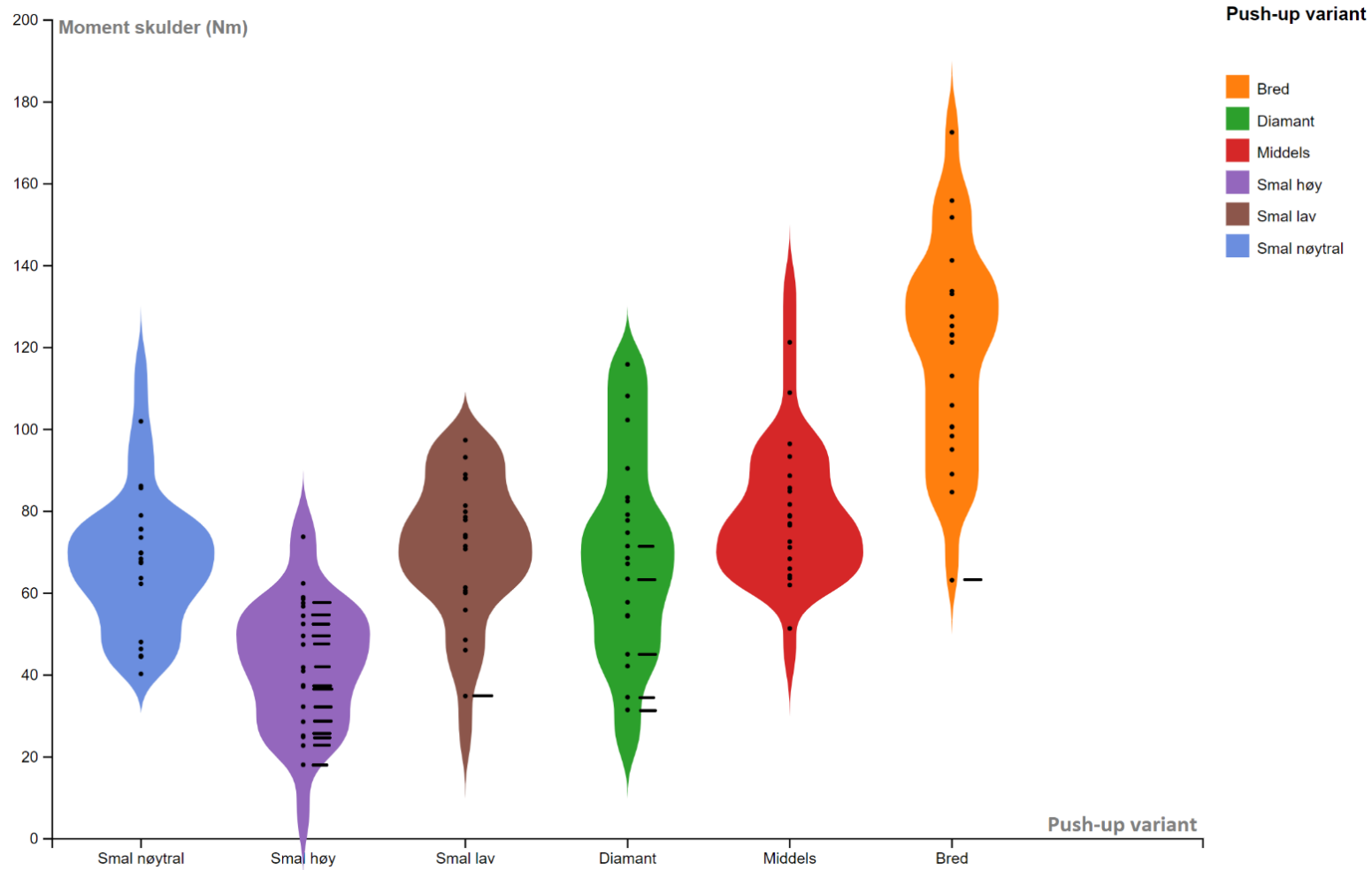
Når det gjelder absolutt albueleddmoment ved maks. moment repetisjon nr. to, var Diamant og Smal-høy statistisk signifikant forskjellig fra Bred, Smal-nøytral, Middels og Smal-lav ($p < 0.05$), men ikke fra hverandre ($p > 0.05$). I tillegg til Diamant og Smal-høy, var Bred statistisk signifikant forskjellig fra Middels og Smal lav ($p < 0.05$), men ikke fra Smal-nøytral ($p > 0.05$). Smal nøytral var ikke statistisk signifikant forskjellig fra Middels ($p > 0.05$). Smal-lav hadde statistisk signifikant lavere absolutt albuelemoment ved maks. moment repetisjon nr. to enn alle de andre variantene ($p < 0.05$).

For absolutte momenter for skulderledd ved laveste punkt repetisjon nr. to var Bred og Smal-høy statistisk signifikant forskjellig fra Middels, Smal-lav, Diamant, Smal-nøytral og fra hverandre ($p < 0.05$). Smal nøytral og Smal lav var statistisk signifikant forskjellig fra Smal-høy, Middels, Bred, og fra hverandre ($p < 0.05$), men ikke fra Diamant ($p > 0.05$). Middels var ikke statistisk signifikant forskjellig fra Diamant ($p > 0.05$).

Når vi undersøkte absolutte albueleddmomenter ved laveste punkt fant vi at Diamant og Smal-høy var statistisk signifikant forskjellige fra Smal-nøytral, Smal-lav, Middels og Bred ($p < 0.05$), men ikke fra hverandre ($p > 0.05$). Bred og Smal-nøytral var statistisk signifikant forskjellig fra Smal-høy, Smal-lav, Diamant og Middels ($p < 0.05$), men ikke fra hverandre ($p > 0.05$). Middels og Smal-lav var statistisk signifikant forskjellig fra Diamant, Smal-høy, Smal-lav og Smal-nøytral ($p < 0.05$), men de var ikke statistisk signifikant forskjellig fra hverandre ($p > 0.05$).



Figur 4.1: Violin-plott som viser absolutte verdier for maksimalt albueleddmoment ved repetisjon nummer to for hver og en av øvelsesvariasjonene. Et sort punkt representerer et subjekt, en sort strek markerer at subjektet direkte til venstre benyttet strikk under utførelsen av varianten, og boblen er bredere der det er større samling av subjekter.



Figur 4.2: Violin-plott som viser absolutte verdier for maksimalt skulderleddmoment ved repetisjon nummer to for hver og en av øvelsesvariasjonene. Et sort punkt representerer et subjekt, en sort strek markerer at subjektet direkte til venstre benyttet strikk under utførelsen av varianten, og boblen er bredere der det er større samling av subjekter.

De tre variantene der skulderens gjennomsnittlige relative leddmoment var lavest ved maks. moment, ble mer skulderdominante fra repetisjon to til fem (Smal-nøytral = $1.1 \pm 3.5\%$, Smal-høy = $1.7 \pm 2.3\%$ og Diamant = $1.6 \pm 3.7\%$), og de tre variantene der skulderens relative leddmoment var høyest ved maks. moment, ble mindre skulderdominante fra tidlig til senere i settet (Smal-lav = $-0.9 \pm 3.3\%$, Middels = $-1.0 \pm 2.1\%$ og Bred = $-1.0 \pm 2.1\%$). Dette så noe annerledes ut ved laveste punkt, der alle øvelsesvariantene utenom Bred ($-0.3 \pm 1.7\%$) ble mer skulderdominante fra tidlig til senere i settet (Smal-nøytral = $2.3 \pm 5.8\%$, Smal-høy = $0.2 \pm 3.4\%$, Smal-lav = $0.9 \pm 4.0\%$, Diamant = $2.3 \pm 4.3\%$, og Middels = $0.9 \pm 2.6\%$). Det var statistisk signifikant forskjell i relativt skulderleddmoment mellom repetisjon nr. to og nr. fem for Smal-høy ($p=0.004$) og Middels ($p=0.049$) ved maks. moment og for Diamant ($p=0.024$) ved laveste punkt. De resterende øvelsesvariasjonene hadde ikke statistisk signifikant forskjell i relativt skulderleddmoment mellom repetisjon nr. to og nr. fem verken ved maks. moment eller ved laveste punkt ($p>0.05$).

Øvelsene hadde høyest moment og stilte dermed høyest krav til muskulatur ved $18.1 \pm 13.1\%$ av konsentriske fase for skulderledd og ved $19.4 \pm 16.9\%$ for albueledd ved Smal-nøytral, $44.5 \pm 14.2\%$ og $10.6 \pm 8.0\%$ for Smal-høy, $10.9 \pm 8.1\%$ og $49.9 \pm 14.8\%$ for Smal-lav, $18.1 \pm 17.1\%$ og $6.1 \pm 5.2\%$ for Diamant, $14.0 \pm 9.9\%$ og $53.5 \pm 20.6\%$ for MHP, og $11.9 \pm 7.3\%$ og $43.7 \pm 18.3\%$ for Bred.

Vinkelen mellom overkropp og overarm (abduksjonsvinkel) i Smal-høy ble målt til $9.7 \pm 5.1^\circ$ på laveste punkt repetisjon nr. to og til $10.5 \pm 5.7^\circ$ på laveste punkt repetisjon nr. fem. Den maksimale abduksjonsvinkelen ble målt til $13.8 \pm 5.6^\circ$ ved repetisjon nr. to og til $14.4 \pm 5.3^\circ$ ved repetisjon nr. fem. Endringen i abduksjonsvinkel fra laveste punkt til den maksimale abduksjonsvinkelen ved repetisjon nr. to var på $4.1 \pm 2.1^\circ$, og ved repetisjon nr. fem på $3.9 \pm 2.2^\circ$. Ved laveste punkt repetisjon nr. to var den minste registrerte vinkelen på 0.5° og den største registrerte vinkelen på 20.0° . Ved laveste punkt repetisjon nr. fem var den minste vinkelen målt til 1.0° og den største vinkelen målt til 24.0° . I den konsentriske fasen ble den minste maksimale abduksjonsvinkelen målt til 5.0° og den største målt til 24.0° ved repetisjon nr. to, og den minste målt til 5.0° og den største målt til 27.0° ved repetisjon nr. fem.

5. Diskusjon

Hensikten med oppgaven er å undersøke om det finnes noen forskjell i fordeling av leddmomenter over skulder- og albueledd ved seks ulike varianter av push-ups med ulike hånd- og albueposisjoneringer. Dette for å gi økt kunnskap om de ulike variantene slik at en kanskje lettere kan velge riktig variant ved utforming av et treningsopplegg, og sikre at varianten som er valgt er riktig for formålet. Denne studien er den første til å sammenligne momenter i skulder- og albueledd ved push-ups varianter med hendene og føttene plassert direkte på underlaget. Vi fant en statistisk signifikant forskjell mellom variantene når det kommer til fordeling av leddmomenter mellom skulder- og albueledd ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.92-0.93$). Vi fant at Smal-lav, Bred og Middels var forskjellig fra Smal-nøytral, Diamant og Smal-høy ved relativt skuldeleddmoment, der Smal-lav, Bred og Middels hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Smal-nøytral ved maks. moment (11.2%, 10.9% og 10.2%) og ved laveste punkt (18.3%, 17.0% og 18.7%) repetisjon nr. to. Vi fant en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Smal-nøytral og Diamant, der Smal-nøytral hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Diamant ved maks. moment (24.0%) og laveste punkt (28.3%) repetisjon nr. to. Vi fant også en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Diamant og Smal-høy, der Diamant hadde høyere relativt skuldeleddmoment enn Smal-høy ved maks. moment (17.0%) og laveste punkt (25.8%) repetisjon nr. to. Vi fant derimot ingen forskjell i relativt skuldeleddmoment mellom Smal-lav, Bred og Middels. Våre resultater indikerer at en endring i hånd- og albueposisjonering påvirker fordelingen mellom albueleddmoment og skulderleddmoment, og derfor hvor stor den relative belastningen er på hvert av leddene. På bakgrunn av dette er det hensiktsmessig å velge variant ut fra hvilke muskler en ønsker å trene, basert på belastningen på de leddene som er direkte involvert i øvelsen.

5.1 Forskjeller i leddmomenter mellom ulike hånd- og albueposisjoner

Vi kan se av tabell 4.1 at Bred, Middels og Smal-lav er svært like når det kommer til relative skulderleddmomenter, og disse tre variantene ser ut til å belaste skulderleddet mye. Dette så likt ut på maks. moment og laveste punkt. Smal-nøytral har et noe lavere relativt skuldermoment enn de tre nevnt over. Smal-nøytral fører til mer belastning på

muskulaturen over skulderledd enn over albueledd, men den ser ut til å være mer albuedominant er de overnevnte variantene. De to resterende variantene, Smal-høy og Diamant, skiller seg fra de andre ved at disse har en større relativ belastning på albueleddet enn de andre variantene. Diamant fører til omtrent like stor relativ belastning på skulder- og albueledd, ved maks. moment, og litt større belastning på albueledd enn på skulderledd med laveste punkt. Smal-høy derimot, ser ut til å belaste albueleddet mer enn skulderleddet både ved maks. moment og ved laveste punkt.

Når vi ser på skulderleddets relative moment på laveste punkt, kommer forskjellene mellom variantene tydeligere frem. Der det relative skulderleddmomentet er størst, ser vi at det er enda større ved laveste punkt enn ved maks. moment, og der det relative albuemomentet er størst (mindre enn 50% relativt skulderleddmoment), er det enda større enn ved maks. moment. Trolig kan forskjellen vi ser mellom maks. moment og laveste punkt skyldes at det er så tungt ved maks. moment at vi må involvere mer skuldermuskulatur (albuedominante varianter) eller mer albueuskulatur (skulderdominante varianter) for å klare å få til bevegelsen. Når vi ser på de relative momentarmene, ser vi at disse ved maks. moment er ganske like de relative momentene, og for laveste punkt er de relative momentarmene identiske med de relative momentene. Vi kan derfor tenke oss at momentene med stor sannsynlighet styres av momentarmene.

5.1.1 Sammenligning av Bred, Middels og Smal-nøytral

Ved statistisk analyse av de tre variantene samlet fant vi statistisk signifikant forskjell i det relative skulderleddmomentet mellom variantene ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.58-0.78$) ved begge analyser ved maks. moment og laveste punkt. Ved post hoc testene fant vi at det var statistisk signifikant forskjell mellom Smal-nøytral og Bred ($p < 0.05$), og Smal-nøytral og Middels ($p < 0.05$). Bred og Middels var mer skulderdominante enn Smal-nøytral, mens Smal-nøytral var litt mer albuedominant enn Bred og Middels. Bred hadde litt høyere relativt skulderleddmoment enn Middels, men denne forskjellen var ikke statistisk signifikant ($p > 0.05$). Bred hadde statistisk signifikant høyere absolutt skulderleddmoment og albueleddmoment ved både maks. moment og ved laveste punkt enn Middels ($p < 0.05$), men sammenlignet med Smal-nøytral var det bare signifikant forskjell mellom skulderleddmomentene ($p < 0.05$), ikke mellom albueleddmomentene ($p > 0.05$). Middels hadde også statistisk signifikant høyere absolutt skulderleddmoment enn Smal-nøytral ($p < 0.05$), mens Smal-nøytral hadde noe høyere absolutt

albueleddmoment enn Middels, men denne forskjellen var ikke statistisk signifikant ved maks. moment ($p > 0.05$), kun ved laveste punkt ($p < 0.05$). Det ser ut til at både skulderleddet og albueleddet blir belastet mer ved Bred variant enn ved Middels eller Smal-nøytral. Selv om forskjellen ved det absolutte albueleddmomentet ikke var statistisk signifikant mellom Bred og Smal-nøytral. Dette samsvarer med funnene til Cogley, et al., (2005) som ikke fant noen statistisk signifikant forskjell i aktivering for triceps brachii mellom en variant med skulderbredde og en middels-bred variant. De fant heller ingen signifikante forskjeller mellom aktivering i pectoralis major mellom disse to variantene (Cogley, et al., 2005).

Når vi ser på momentarmene gjør vi de samme observasjonene som ved momentene, der momentarmene til skulder- og albueledd er større for Bred enn Middels og Smal-nøytral, og Middels større enn Smal-nøytral ved absolutt skulderleddmoment. Ved absolutt albueleddmoment er momentarmene for Middels og Smal-nøytral helt like ved maks. moment, men ved Smal-nøytral ser vi litt større krefter enn ved Middels, som utgjør en liten forskjell mellom momentene. På bakgrunn av dette er det Bred som vil være tyngst å utføre, etterfulgt av Middels for skulderledd og Smal-nøytral for albueledd. Ser vi på figur 3.13, der Bred variant er visuelt framstilt, ser vi at ROM ser mindre ut enn ved de andre variantene, da topposisjonen er nærmere underlaget i denne varianten. Eksplosiv styrketrening med delvis ROM gir ikke-underlegne funksjonelle og strukturelle adaptasjoner sammenlignet med full ROM (Werkhausen, et al., 2021). Bevegelsen i Bred har så stor ROM som mulig med denne håndposisjoneringen, men bevegelsesbanen ser ut til å være kortere, og foregår på lange muskellengder for muskulatur i skulderleddet.

5.1.2 Sammenligning av Smal-nøytral, Smal-lav og Smal-høy

Vi kan muligens forvente større styrkeadaptasjoner ved større fleksjonsvinkler i albuen, når vi benytter smale håndposisjoneringer, spesielt dersom albuen holdes bort fra kroppen (Mausehund, et al., 2021). Ved sammenligning mellom Smal-høy, Smal-nøytral og Smal-lav fant vi en statistisk signifikant forskjell mellom de tre variantenes relative skulderleddmoment ved begge målingene på maks. moment og på laveste punkt ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.94-0.96$). Ved post hoc-testene fant vi også at det var statistisk signifikant forskjell mellom Smal-høy og Smal-lav ($p < 0.05$), mellom Smal-høy og Smal-nøytral ($p < 0.05$), og mellom Smal-nøytral og Smal-lav ($p < 0.05$). Smal-nøytral

hadde høyere relativt skuldermoment enn Smal-høy, Smal-lav hadde høyere relativt skuldermoment enn Smal-høy, og Smal-lav hadde høyere relativt skuldermoment enn Smal-nøytral. Av disse tre variantene hadde Smal-lav det statistisk signifikant høyeste relative skulderleddmomentet og er dermed mest skulderdominant av de tre, og Smal-høy det laveste relative skulderleddmomentet, og er dermed mest albuedominant av de tre.

Smal-lav hadde høyere absolutt skulderleddmoment enn Smal-nøytral (8.1%) og Smal-høy (38.4%) ved maks. moment repetisjon nr. to, og ved laveste punkt repetisjon nr. to (15.9% og 52.9%). Smal-høy hadde høyere absolutt albueleddmoment enn Smal-nøytral (47.4%) og Smal-lav (62.6%) ved maks. moment repetisjon nr. to, og 50.8% og 72.8% høyere absolutt albueleddmoment ved laveste punkt repetisjon nr. to. Av disse tre variantene har Smal-lav høyest både absolutt og relativt skulderleddmoment, og Smal-høy lavest relativt og absolutt skuldeleddmoment, mens Smal-høy har høyest relativt og absolutt albueleddmoment og Smal-lav lavest relativt og absolutt albueleddmoment. Momentarm til albueleddet ved Smal-høy (0.20 ± 0.03 m) var over dobbelt så stor som albueleddmomentarm ved både Smal-nøytral (55.0%) og Smal-lav (65.0%) ved maks moment.

5.1.3 Sammenligning av Diamant og Smal-høy

Kun en av variantene i denne studien hadde høyere relativt albueleddmomentet enn skulderleddmoment både ved laveste punkt og ved maks. moment, der skulderleddets relative moment var på $35.0 \pm 6.3\%$ ved laveste punkt og $42.6 \pm 5.0\%$ ved maks. moment på repetisjon nr. to. Dette var Smal-høy. Følgende kan vi også se at denne varianten hadde høyest absolutt momentarm til albueleddet (maks. moment = 0.20 ± 0.03 m, laveste punkt = 0.21 ± 0.03 m) av alle variantene. Også Diamant har lavere relativt skuldermoment ($47.2 \pm 8.1\%$) enn albuemoment ved laveste punkt repetisjon nr. to, men ikke ved maks. moment repetisjon nr. to ($51.3 \pm 6.6\%$). Høyt relativt albuemoment ved Diamant samsvarer med funnene i studien til Cogley et al. (2005), der varianten med smal håndposisjonering med tommelfingre og pekefingre som berørte hverandre ga høyere muskelaktivitet i triceps brachii sammenlignet med nøytral eller bredere håndposisjonering. De samme funnene ble gjort av Marcolin et al., (2015), som fant at en smal variant, som her lignet vår Diamant-variant, var å foretrekke om en ønsker å fokusere på triceps brachii. Når vi sammenlignet Smal-høy og Diamant fant vi

en statistisk signifikant forskjell mellom gjennomsnittlig relativt skulderleddmoment mellom variantene ved de to punktene på maks. moment og laveste punkt, der Diamant hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Smal-høy ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.64-0.76$). Forskjellen var på 8.7% og 8.6% ved maks moment, og 12.2% og 14.4% ved laveste punkt. Dette tyder på at Smal-høy er en mer albuedominant push-ups variant enn Diamant, og at Diamant er noe mer skulderdominant enn Smal-høy.

Diamant hadde høyere absolutt albueleddmoment enn Smal-høy ved maks. moment (8.9% og 8.8%) og ved laveste punkt (11.0% og 9.3%), til tross for at momentarmen til albueleddet er høyere for Smal-høy enn for Diamant ved laveste punkt repetisjon nr. to (0.04 m) og maks. moment repetisjon nr. to (0.04 m). Ved Diamant ble det målt høyere krefter enn ved Smal-høy ved maks. skuldermoment (30.9%), ved maks. albuemoment (26.7%) og ved laveste punkt (28.3%) ved repetisjon nr. to. Muskulatur over skulderleddet kan produsere høyere maksimal kraft enn muskulatur over albueleddet (Ferreira, et al., 2017). Det kan derfor tenkes at selv om Smal-høy ikke har så høyt moment som Diamant, kan denne varianten kreve stor muskulær anstrengelse da albueleddmomentet her er høyere enn skulderleddmomentet. De gjennomsnittlige momentene til Diamant og spesielt Smal-høy, kan være kunstig lave da det ved disse variantene oftere ble benyttet strikk enn ved de andre variantene. Vi kan tenke oss at de gjennomsnittlige absolutte momentene ville vært høyere spesielt ved Smal-høy, da hele 14 av 20 subjekter benyttet strikker under gjennomføringen av denne varianten. Det bør nevnes at subjektene brukte den strikken som ga de akkurat nok hjelp til å klare de fem repetisjonene med tilfredsstillende teknikk. Dette for å unngå at avlastningen strikken ga ble større enn nødvendig, som ville ført til enda mindre absolutte momenter.

5.1.4 Sammenligning av absolutte leddmomenter

Det gjennomsnittlige absolutte skulderleddmomentet ved Bred var 32.5% større enn Middels, 39.3% større enn Smal-lav, 40.4% større enn Diamant, 44.2% større enn Smal-nøytral, og 62.6% større enn Smal-høy ved maks. moment repetisjon nr. to. Ved laveste punkt repetisjon nr. to fant vi at skulderleddmomentet for Bred var 35.7% større enn Middels, 43.9% større enn Smal-lav, 48.1% større enn Diamant, 52.8% større enn Smal-nøytral, og 73.5% større enn Smal-høy. Ved maks. moment har Diamant det største absolutte albueleddmomentet, dette er 8.9% større enn for Smal-høy, 41.6% større enn for Bred, 52.1% større enn for Smal-nøytral, 59.1% større enn for middels, og 65.9%

større enn for Smal-lav. Ved laveste punkt var albueleddmomentet til Diamant 11.0% større enn for Smal-høy, 52.3% større enn for Bred, 56.2% større enn for Smal-nøytral, 71.4% større enn for Middels, og 75,8% større enn for Smal-lav. Når det kommer til momentarmer for skulderleddet ved maks. moment ser vi tilnærmet lik rekkefølge som ved skulderleddmomenter. Bred har størst skulderleddmomentarmer, etterfulgt av Middels, Smal-lav, Diamant og Smal-nøytral med like store momentarmer, og til slutt Smal-høy. Det samme gjelder ved laveste punkt, men her er momentarmen 0.01m mindre for Diamant enn for Smal-nøytral. For albueleddet følger størrelsen på momentarmene denne rekkefølgen ved maks. moment fra størst til minst momentarm: Smal-høy, Diamant, Bred, Smal-nøytral og Middels (med lik albueleddmomentarm), og til slutt Smal-lav. Ved laveste punkt er rekkefølgen noe annerledes, der Smal-høy har størst, etterfulgt av Diamant, men her har Bred og Smal-nøytral like store momentarmer, så kommer Middels, og til slutt med minst albuemomentarmer er Smal-lav. For å trene den tyngste varianten for skulderleddsmuskulatur ser det ut til at Bred er den varianten som bør velges, og dersom en ønsker at det skal være tyngst for muskulatur i albueleddet, bør en ut ifra disse funnene benytte Smal-høy eller Diamantposisjon når en velger push-up variant. Marcolin, et al., (2015), Cogley, et al., (2005) og Kim, et al., (2016) sine funn for pectoralis major strider mot våre funn. De oppdaget høyere aktivering av pectoralis major ved sine smale varianter sammenlignet med bred håndposisjonering. Deres brede varianter hadde like bred eller smalere håndposisjonering enn vår Middels variant, som kan forklare noe av forskjellen mellom funnene. De fant at aktiveringen av serratus anterior var høy for bred variant (Kim, Kim, & Ha, 2016; Marcolin, et al., 2015), noe som stemmer mer over ens med våre funn. Studiene fant høy aktivering av triceps brachii ved smal håndposisjonering, noe som ser ut til å stemme godt over ens med våre funn (Cogley, et al., 2005; Kim, et al., 2016; Marcolin, et al., 2015).

Ved bred variant foregår bevegelsen i horisontalplanet med adduksjon i skulderleddet, mens ved Smal-lav foregår bevegelsen i saggitalplanet med fleksjon i skulderleddet. Dette utfordrer musklene i ulike lengder, i tillegg til at momentarmene ved Bred er lengre enn ved Smal-lav, noe som kan føre til at det ved Bred vil kunne utøves høyere maksimalt moment (Rassier, et al., 1999). Ved de variantene som hadde høyest relativt skuldeleddmoment og høyest relativt albueleddmoment, blir muskulaturen som blir mest belastet (skulder- eller albueleddsmuskulatur), belastet ved lange muskellengder.

Ved Bred variant, vil spesielt pectoralis major og deltoideus anterior være lange i bunnposisjon på grunn av stor abduksjon i skulderleddet. Ved Smal-høy og Diamant vil triceps brachii være lang i bunnposisjonen på grunn av stor fleksjon i albueleddet. Styrketrening ved lange muskellengder kan føre til større styrke- og muskelstørrelsesendringer, enn styrketrening ved kortere muskellengder (Alegre, et al., 2014). Å bevege albuene ut fra kroppen vil antagelig forbedre forholdet mellom lengde og spenning i pectoralis major, og dermed fasilitere muskelens evne til å skape større kraft (Kuechle, et al., 1997).

Det kan være nyttig å vite hvor i bevegelsesbanen det stilles størst krav til muskulatur over albueledd og over skulderledd, og derfor hvor variantene er tyngst. Når vi vet dette, er det lettere å tilpasse øvelsene ved for eksempel å gjøre det lettere ved å avlaste i akkurat denne delen av bevegelsen. I tillegg kan spesifikke strategier benyttes for å gjøre muskulaturen sterkere ved de muskellengdene der øvelsen stiller høyest krav. Kompf & Arandjelovic (2016) foreslår disse fem treningsstrategiene: målspesifikk trening av muskelstyrke med isolert arbeid, ROM-spesifikk trening der en benytter delvise repetisjoner, øke kraften og hastigheten på kraftutviklingen for å komme over det tyngste punktet i bevegelsen, endring av teknikk, og bruke tilpasset eller variert motstand. Det er noe variasjon mellom subjektene når det kommer til hvor punktet for det maksimale leddmomentet faller i den konsentriske fasen, noe som også kan ses på de ganske store standardavvikene på de forskjellige variantene. For Smal-nøytral var den gjennomsnittlige avstanden fra laveste punkt til maks. momentet for skulderleddet og for albueleddet ganske lik, da det bare skilte 1.3% mellom dem. Gjennomsnittet var på ca. 18% og 19% av avstanden mellom laveste punkt og push-upens topposisjon. På bakgrunn av dette kan det tenkes at denne varianten vil være tyngst ganske tidlig i den konsentriske fasen. For Smal-lav var forskjellene mye større mellom maks. albueleddmoment og maks. skulderleddmoment som hadde en forskjell på 33.9%, der det høyeste punktet for albueleddmoment lå tidlig i den konsentriske fasen på ca. 11%, og skulderleddmomentet på ca. 45%, nærmere halvvegs i den konsentriske fasen. Vi fant det motsatte for Smal-lav, der skulderleddmomentets høyeste punkt var tidlig (ca. 11%), og albueleddmomentets høyeste punkt var midtvegs i den konsentriske fasen (ca. 50%). For Middels og Bred er det likt som for Smal-lav. Her er det høyeste punktet for skulderleddmomentet tidlig i den konsentriske fasen (ca. 14% og ca. 12%), og det høyeste punktet for albueleddmomentet nærmere midten av den konsentriske fasen (ca.

54% og ca. 44%). For Diamant var både maks. skulderleddmoment og maks. albueleddmoment tidlig i den konsentriske fasen (ca. 18% og ca. 6%), og vi kan derfor anta at for denne varianten er det tyngst tidlig i den konsentriske fasen. Også ved Smal-høy var maks. albueleddmoment tidlig i den konsentriske fasen (ca. 11%) og maks. skulderleddmoment nærmere halvvegs i den konsentriske fasen (ca. 45%). Siden Smal-høy har høyere relativt albueleddmoment enn skuldeleddmoment, kan varianten tenkes å være tyngst i den delen av den konsentriske fasen der albueleddmomentet er størst. På bakgrunn av dette, vil det være naturlig å se på hvor i bevegelsesbanen det kan tenkes å være et punkt hvor en uproporsjonal økning i vanskelighetsgrad for å fortsette bevegelsen befinner seg (Kompf & Arandjelovic, 2016). Punktet kalles ofte for *sticking point* (Kompf & Arandjelovic, 2016). Dette punktet vil antagelig være der det absolutte skuldermomentet er høyest i de variantene der det relative skulderleddmomentet er størst, og der det absolutte albueleddmomentet er størst i de variantene der det relative albueleddmomentet er høyt. Muskulatur over skulderleddet kan produsere 1.92 ganger høyere maksimalt moment ved horisontal adduksjon enn muskulatur over albueleddet ved ekstensjon (Ferreira, et al., 2017). På bakgrunn av dette kan vi tenke oss at selv om Diamant har omtrent lik fordeling mellom relativt albue- og skulderleddmoment, vil øvelsen være tyngst der det absolutte albueleddmomentet er størst. Ved Smal-høy vil øvelsen antagelig være tyngst i den delen av konsentriske fase der albueleddmomentet er størst. Ved Bred, Smal-nøytral, Smal-lav og Middels vil antagelig øvelsen være tyngst der det maksimale skulderleddmomentet befinner seg.

5.1.5 Endring fra repetisjon nr. to til nr. fem

Vi kan se en liten endring i fordeling mellom albue- og skulderleddmoment fra tidlig til sent i settet. De tre mest skulderdominante variantene ved repetisjon nr. to (Smal-lav, middels og bred) ble mindre skulderdominante senere i settet (repetisjon nr. fem), og de tre variantene som var mest albuedominante ved repetisjon nr. to ble mindre albuedominante senere i settet (Smal-nøytral, Smal-høy og diamant). Dette kan skyldes en mulig endring i teknikk litt utover i settet når en blir sliten i muskulaturen, slik at en utligner mer bruken av albue- og skuldermuskulatur. Denne fordelingen gjelder kun for maks. moment. Ved laveste punkt ble kun Bred variant mindre skulderdominant, og resten mer skulderdominant fra tidlig til sent i settet. Dette kan ha noe å gjøre med at muskulaturen er noe sterkere i skulder enn i albueledd (Ferreira, et al., 2017), og at når en blir sliten i muskulaturen så endrer teknikken seg litt slik at en bruker mer

skulderleddsmuskulatur enn albueleddsmuskulatur når en er i bunnposisjonen. Ved Bred kan vi tenke oss at belastningen på skuldermuskulaturen allerede er så stor at det må koples inn mer albuemuskulatur for å klare å gjennomføre de siste repetisjonene. Det var kun tre varianter der det var en statistisk signifikant forskjell mellom repetisjon nr. to og repetisjon nr. fem, og det var Smal-høy ($p=0.004$) og Middels ($p=0.049$) ved maks. moment og Diamant ($p=0.024$) ved laveste punkt. Smal-høy og Diamant var de to variantene som hadde høyest relative albuemoment, og de ble også oppfattet som to av de tyngste variantene. Det kan tenkes at det ble mer nødvendig å kople inn mer skuldermuskulatur ved de siste repetisjonene for disse to variantene enn ved Smal-nøytral. Når det gjelder Middels er dette den varianten som sammen med Bred har høyest skuldermomenter, men ved middels kan det være lettere å endre på teknikk og muskelbruk enn ved Bred. Dette grunnet større mulighet for å endre posisjonering av albueleddet, enn ved Bred, og dermed få benyttet seg mer av hjelp fra albuemuskulaturen under utførelsen senere i settet.

5.2 Abduksjonsvinkel ved Smal-høy

Abduksjonsvinklene vi målte var relativt små, det var ingen subjekter som hadde vinkler over 30° . Den største vinkelen mellom overarm og en rett linje mellom markørene på AC-leddet og trocanter major ble målt til 27° . Dette ble målt ved maks abduksjonsvinkel ved repetisjon nr. fem. Ved repetisjon nr. to ble den største abduksjonsvinkelen målt til 24° . De minste vinklene ble målt til $0,5^\circ$ ved laveste punkt, og 5° ved maks. abduksjonsvinkel under konsentrisk fase ved repetisjon nr. to, og til 1° og 5° ved henholdsvis laveste punkt og maks abduksjonsvinkel ved repetisjon nr. fem. Gjennomsnittet for laveste punkt og for maks. abduksjonsvinkel øker noe fra repetisjon nr. to til repetisjon nr. fem ($0.8 \pm 3.4^\circ$ og $0.6 \pm 2.7^\circ$). Vi ser at når vinklene øker ved maks. moment, altså senere i settet, at momentarmene forblir de samme, men at kraften øker. Det kan tenkes at dette er et resultat av at muskulaturen blir sliten og at subjektet må skyve hardere, altså bruke mer krefter ned mot underlaget for å skyve seg opp. På figur 3.9, der Smal-høy er presentert, kan vi på linje nr. to se at subjektet skyver litt fremover istedenfor å skyve rett nedover. Kraftvektoren går ikke rett oppover, men noe bakover. På denne måten blir muskulatur i skulderleddet koplet mer på. For å unngå dette kunne subjektet hatt hendene på eller i noe som hindret subjektet fra å skyve fremover, for eksempel ved bruk av noe som gir minimal friksjon mellom hendene og underlaget, eller slynger som henger i fra taket.

5.3 **Metodediskusjon**

Når det kommer til nøyaktighet på målemetodene vi har benyttet, er kraftplattform vist å være en nøyaktig metode for innsamling av kraftdata, der det er funnet en forskyvning av det punktet kraften virker under hendene (center of pressure) på mindre enn 4 mm (Miller, et al., 2016). Hvis vi har en liten momentarm på 0.026 m der kraften er på 325.02 N (en av de minste momentarmene i vårt datasett, med tilhørende kraftmåling) og har en feil i målingen på momentarmen på ± 0.004 m, kan vi forvente en feil i det utregnede leddmomentet på 1.2 Nm dersom momentarmen faktisk var 0.03 m, eller en feil på 1.3 Nm hvis momentarmen faktisk var på 0.022 m. Når vi ser på våre resultater, ville antagelig en endring av absolutt moment på 1.3 Nm ikke utgjort vesentlig forskjell. Og aller viktigst for hensikten med denne studien, ville det mest sannsynlig utgjort svært liten eller ingen forskjell i fordelingen mellom de relative leddmomentene. Markørbasert bevegelsesanalyse er vist å være svært nøyaktig, med en feil i kalkulert distanse mellom markører på mindre enn 2 mm (Miller, et al., 2016). Vi kan tenke oss at en eventuell feilmåling på inntil 2 mm, ville ført til en feilmåling av momentarm på 2 mm. Ved markørbasert bevegelsesanalyse må vi ha i minnet at metoden er utsatt for bevegelse i bløtvev over knokkelfremspring, og dette kan føre til en forflytning av markøren som er festet på huden (Leardini, et al., 2005). Dette i tillegg til inra-rater variasjon ved bestemmelse av anatomiske landemerker kan introdusere ytterligere feil i målingene (Boser, et al., 2018; Della Croce, et al., 2005). Ved datainnsamlingen ble alle variantene for samme subjekt utført med nøyaktig lik plassering av markører over de anatomiske landemerkene, derfor vil alle tester til et og samme subjekt analyseres ut ifra lik posisjon på markørene.

Når vi regnet ut bredder for håndposisjoneringene benyttet vi både BAD og armlengde, da begge deler er individuelt forskjellig, slik at de ble bedre tilpasset hvert enkelt subjekt. Vi valgte vinkel mellom arm og kraftplattform på 85° ved nøytral håndposisjonering, 70° ved middels variant og 55° ved bred variant, da vi ønsket ganske store variasjoner mellom variantene. Ved andre studier av denne typen er det benyttet en nøytral-posisjon eller BAD som utgangspunkt, der den brede varianten typisk er 1.5 ganger, og smal variant typisk er 0.5 ganger denne bredden (Cogley, et al., 2005; Kim, Kim, & Ha, 2016). Eller at den brede varianten er 2.0 ganger BAD (Marcolin, et al., 2015). Ved våre varianter er nøytral håndposisjonering $126.2 \pm 1.4\%$ av BAD, Middels $202.7 \pm 5.4\%$ av BAD og Bred $272.3 \pm 9.0\%$ av BAD. Det ser ut til at vi benytter noe

bredere håndposisjonering i denne studie, enn det som ofte blir benyttet i denne typen studier (Contreras, et al., 2012). Blant annet at vår Middels håndposisjoneringer er like bred eller bredere enn nevnte studiers brede håndposisjonering. Dette kan en tenke seg vil påvirke momentarmer og krefter, og kan føre til andre resultater i vår studie sammenlignet med andre studier.

I denne studien benyttet vi treningsstrikker for å gjøre øvelsen lettere, der det var nødvendig for at subjektet skulle oppnå tilfredsstillende teknikk i utførelsen av øvelsen(e). Strikkbruk fører i sin tur naturlig nok til at momentet blir noe lavere fordi GRF blir lavere, men momentarmene vil bli tilnærmet tilsvarende utførelse uten strikk. Vi ønsket å unngå at strikken skulle «dra» subjektet i en retning som ville resultert i endring av kraftvektorens retning. Dette gjorde vi ved å feste strikken til en stang som rullet frem og tilbake på et stativ (figur 3.1), slik at den ble hengende direkte over punktet strikken var festet til subjektet. Det kan tenkes at strikkbruk kan ha endret noe på kraftvektoren, som dermed kan ha endret noe på momentarmene i øvelsene. Dersom dette har forekommet vil antagelig endringen være liten. Strikkene som ble benyttet ble valgt slik at de kun avlastet subjektet nok til å gjennomføre de fem repetisjonene tilfredsstillende. Strikken som ble valgt førte ikke til at varianten ble lett å utføre, bare gjennomførbar. Diamant og Smal-høy har noe høyere standardavvik enn de andre variantene på kraft og leddmoment ved absolutt maks. moment. Dette vil antagelig være fordi det ved disse to variantene oftere ble brukt strikk under utførelsen enn ved de andre variantene. De høyeste absolutte leddmomentene både for Diamant og for Smal-høy er subjekter som ikke har benyttet strikk under gjennomføringen. Det å benytte hjelpemidler som strikk for avlastning er bare en av mulighetene vi har for å endre hvor tung en push-up er. Det er mulig å elevere føttene for at den skal bli tyngre, eller modifisere øvelsen ved å elevere overkroppen eller utføre den på knærne så den blir lettere og dette gjør at push-ups er en svært allsidig styrkeøvelse (Ebben, et al., 2011). Tradisjonelt sett er dette en kroppsvektsøvelse, men den kan modifiseres ved for eksempel å benytte tung sekk, strikk fra hender og over rygg, kjetting eller vektskiver på rygg og lignende for å gjøre en klassisk push-up tyngre. I tillegg til dette kan en utføre push-upen mot en vegg, plassere ben eller hender på bosuball eller i slynger, eller holde rundt håndtak som gjør ROM større fordi en har mulighet til å utføre en dypere push-up (Contreras, et al., 2012). Alle disse modifikasjonene gjør at push-ups kan utføres av alle, uansett styrkenivå.

5.4 Begrensninger

Utregning av momentarmer og krefter ble kun gjort på den høyre siden, med utgangspunkt i antagelse om sidelighet. Det er en mulighet for at det finnes sideforskjeller, men det er ikke noe vi har valgt å undersøke i denne studien.

Vi verken registrerte eller kontrollerte hastigheten på utførelsen av variantene utover det å gi muntlig beskjed til subjektene om at bevegelsene skulle være kontrollerte. Vi observerte en viss spredning mellom subjektene når det kom til bevegelseshastighet. Dette kunne antagelig vært unngått hvis en hadde satt begrensninger for hastigheten på utførelsen. Ved utførelse av en styrkeøvelse i et treningsprogram vil nødvendigvis de forskjellige variantene bli utført med ulik hastighet av de som gjennomfører den, så vi kan tenke oss at forskjellen i bevegelseshastighet mellom subjektene i denne studien kan speile noe av forskjellen i bevegelseshastighet i befolkningen generelt. Det må nevnes her at det faktum at subjektene skulle berøre en svamp lett ved push-upenes (utenom Diamant) bunnposisjon, førte til at de senket seg rolig ned i den eksentriske fasen, slik at de kunne kjenne med en gang de traff svampen, og deretter snu kontrollert oppover i konsentrisk fase. Dette førte til at bevegelseshastigheten i starten av konsentrisk fase ikke var særlig høy. Hastigheten kan tenkes å ha noe innvirkning på kraften som ble registrert, og på når i bevegelsesbanen momentene ble høyest.

Vi målte abduksjonsvinkler ved Smal-høy da vi ønsket at subjektene skulle holde albueene mest mulig bakover under utførelsen. Dette var en del av standardiseringen av varianten. Vi observerte at dette var utfordrende for subjektene å opprettholde, da denne øvelsen ble oppfattet som svært tung, og dette førte til at mange ikke fikk til varianten med tilfredsstillende teknikk uten avlastning ved hjelp av strikk. De fleste hadde en tendens til å øke abduksjonsvinkelen mellom overkropp og overarm i begynnelsen av den konsentriske fasen. Dette var også noe av grunnen til den hyppige bruken av strikk. Til tross for instruksjon i forkant og undervegs i gjennomføringen av Smal-høy, var varianten så tung at ved starten av konsentrisk fase fra laveste punkt, ble albueene presset litt mer ut til siden enn ved laveste punkt (bunnposisjon) hos de fleste av subjektene. Vi kan se av resultatene at der abduksjonsvinkelen er større, altså i begynnelsen av konsentrisk fase, er også der albueleddmomentet er størst.

Vi hadde ingen bestemmelser for albueposisjonering ved Bred og Middels, og ga derfor beskjed om at de kunne posisjonere seg slik de ville, med hendene plassert på riktig plass på plattformene. Det kan tenkes at en standardisering av albueposisjoneringen på Middels muligens kunne ført til noe annerledes momentarmer. For Bred variant ville det antagelig hatt mindre å si fordi bevegelsen foregår nær full abduksjon, og subjektene kunne antagelig ikke ha endret noe vesentlig på albueposisjoneringen.

6. Konklusjon

Vi fant at Smal-lav, Bred og Middels var forskjellig fra Smal-nøytral, Diamant og Smal-høy ved relativt skuldeleddmoment, der Smal-lav, Bred og Middels hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Smal-nøytral ved maks. moment (11.2%, 10.9% og 10.2%) og ved laveste punkt (18.3%, 17.0% og 18.7%). Vi fant en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Smal-nøytral og Diamant, der Smal-nøytral hadde høyere relativt skulderleddmoment enn Diamant ved maks. moment (24.0%) og laveste punkt (28.3%). Vi fant også en forskjell i relativt skulderleddmoment mellom Diamant og Smal-høy, der Diamant hadde høyere relativt skuldeleddmoment enn Smal-høy ved maks. moment (17.0%) og laveste punkt (25.8%). Vi fant derimot ingen forskjell i relativt skuldeleddmoment mellom Smal-lav, Bred og Middels.

Referanser

- ACSM. (2013). Muscular Fitness. In *ACSM'S health-related physical fitness assessment manual* (4 ed., pp. 76-91). Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Alegre, L. M., Ferri-Morales, A., Rodriguez-Casares, R., & Aguado, X. (2014). Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. *European journal of applied physiology*, *114*(11), pp. 2437-2446. doi:10.1007/s00421-014-2967-x
- An, K. N., Korinek, S. L., Kilpela, T., & Edis, S. (1990). Kinematic and kinetic analysis of push-up exercise. *Biomedical sciences instrumentation*, *26*, pp. 53-57.
- An, K.-N., Chao, E. Y., Morrey, B. F., & Donkers, M. J. (1992). Intersegmental elbow joint load during push-up. *Biomedical sciences instrumentation*, *28*, pp. 69-74.
- Anglin, C., & Wyss, U. P. (2000). Review of arm motion analyses. *Journal of engineering in medicine*, *214*(5), pp. 541-555. doi:10.1243/0954411001535570
- Baker, D. G., & Newton, R. U. (2006). Discriminative analyses of various upper body tests in professional rugby-league players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *1*(4), pp. 347-360. Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/33e8/f5b1169c33ce154929b6214e9de025cbfbd c.pdf>
- Bisseling, R. W., & Hof, A. L. (2006). Handling of impact forces in inverse dynamics. *Journal of Biomechanics*, *39*, pp. 2438–2444. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.021
- Boser, Q. A., Valevicius, A. M., Lavoie, E. B., Chapman, C. S., Pilarski, P. M., Hebert, J. S., & Vette, A. H. (2018). Cluster-based upper body marker models for three-dimensional kinematic analysis: Comparison with an anatomical model and reliability analysis. *Journal of Biomechanics*, *72*, pp. 228-234. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.02.028
- Calatayud, J., Borreani, S., Colado, J. C., Martín, F. F., Rogers, M. E., Behm, D. G., & Andersen, L. L. (2014). Muscle Activation during Push-Ups with Different

- Suspension Training Systems. *Journal of sports science & medicine*, 13(3), pp. 502-510.
- Cogley, R. M., Archambault, T. A., Fibeger, J. F., Koverman, M. M., Youdas, J. W., & Hollman, J. H. (2005). Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19, pp. 628–633. doi:10.1519/15094.1
- Contreras, B., Schoenfeld, B., Mike, J., Tiryaki-Sonmez, G., Cronin, J., & Vaino, E. (2012). The Biomechanics of the Push-up: implications for resistance training programs. *Strength and Conditioning Journal*, 34(5), pp. 41-46. doi:10.1519/SSC.0b013e31826d877b
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, pp. 135-163.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture*, 21(2), pp. 226-237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003
- Den Norske Legeforening. (2012, Februar 2). *Helsinkideklarasjonen*. Retrieved Oktober 17, 2018, from beta.legeforeningen.no: <https://beta.legeforeningen.no/fag/forskning/helsinkideklarasjonen/>
- Dhahbi, W., Chaouachi, A., Cochrane, J., Chèze, L., & Chamari, K. (2017b). Methodological Issues Associated With the Use of Force Plates When Assessing Push-ups. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), p. e74. doi:10.1519/JSC.0000000000001922
- Dhahbi, W., Chaouachi, A., Dhahbi, A. B., Cochrane, J., Cheze, L., Burnett, A., & Chamari, K. (2017a). The effect of variation of plyometric push-ups on force-application kinetics and perception of intensity. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12, pp. 190–197. doi:10.1123/ijsp.2016-0063
- Dhahbi, W., Chaouachi, A., Padulo, J., Behm, D. G., & Chamari, K. (2015). Five meters ropeclimbing test: Commando-specific power test of the upper-limbs. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, pp. 509-515. doi:10.1123/ijsp.2014-0334

- Dhahbi, W., Chaabene, H., Chaouachi, A., Padulo, J., Behm, D. G., Cochrane, J., . . . Chamari, K. (2022). Kinetic analysis of push-up exercises: a systematic review with practical recommendations. *Sports Biomechanics*, *21*(1), pp. 1-40. doi:10.1080/14763141.2018.1512149
- Disselhorst-Klug, C., & Williams, S. (2020). Surface Electromyography Meets Biomechanics: Correct Interpretation of sEMG-Signals in Neuro-Rehabilitation Needs Biomechanical Input. *Frontiers in neurology*, *11*, 603550. doi:10.3389/fneur.2020.603550
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., & Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, *24*, pp. 225-235. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003
- Donkers, M. J., An, K.-N., Chao, E. Y., & Morrey, B. F. (1993). Hand Position Affects Elbow Joint Load During Push-up Exercise. *Journal of biomechanics*, *26*(6), pp. 625-632. doi:10.1016/0021-9290(93)90026-b
- Dumas, R., Cheze, L., & Frossard, L. (2009). Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: Comparison of inverse dynamics and direct measurements. *Gait & Posture*, *30*, pp. 560-562. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.126
- Ebben, W. P., Wurm, B., VanderZanden, T. L., Spadavecchia, M. L., Durocher, J. J., Bickham, C. T., & Petushek, E. J. (2011). Kinetic Analysis of Several Variations of Push-Ups. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(10), pp. 2891-2894. doi:10.1519/JSC.0b013e31820c8587
- Faigenbaum, A. D., Bush, J. A., McLoone, R. P., Kreckel, M. C., Farrell, A., Ratamess, N. A., & Kang, J. (2018). Benefits of strength and skill-based training during primary school physical education. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *29*, pp. 1255–1262. doi:10.1519/JSC.0000000000000812
- Ferriera, D. V., Gentil, P., Soares, S. R., & Bottaro, M. (2017). Recovery of pectoralis major and triceps brachii after bench press exercise. *Muscle & nerve*, *56*(5), pp. 963-967. doi:10.1002/mus.25541

- Flores, D. F., Gentil, P., Brown, L. E., Pinto, R. S., Carregaro, R. L., & Bottaro, M. (2011). Dissociated time course of recovery between genders after resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(11), pp. 3039-3044. doi:10.1519/JSC.0b013e318212dea4
- García-Massó, X., Colado, J. C., González, L. M., Salvá, P., Alves, J., Tella, V., & Triplett, N. T. (2011). Myoelectric Activation and Kinetics of Different Plyometric Push-Up Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(7), pp. 2040-2047. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e4f7ce
- Giancotti, G. F., Fusco, A., Varalda, C., Capranica, L., & Cortis, C. (2018). Biomechanical Analysis of Suspension Training Push-Up. *Journal of strength and conditioning research*, 32(3), pp. 602-609. doi:10.1519/JSC.0000000000002035
- Gioftsos, G., Arvanitidis, M., Tsimouris, D., Kanellopoulos, A., Paras, G., Trigkas, P., & Sakellari, V. (2016). EMG activity of the serratus anterior and trapezius muscles during the different phases of the push-up plus exercise on different support surfaces and different hand positions. *Journal of physical therapy science*, 28(7), pp. 2114-2118. doi:10.1589/jpts.28.2114
- Gjerset, A., Holmstad, P., Raastad, T., Haugen, K., & Giske, R. (2012). *Treningslære* (4 ed.). Oslo: Gyldendal undervisning.
- Going, S. B., & Lauder milk, M. (2009). Osteoporosis and strength training. *American Journal of Lifestyle Medicine*, 3(4), pp. 310-319. doi:10.1177/1559827609334979
- Gouvali, M. K., & Boudolos, K. (2005). Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *National Strength & Conditioning Association*, 19(1), pp. 146-151. doi:10.1519/14733.1
- Gulmez, I. (2017). Effects of Angle Variations in Suspension Push-up Exercise. *Journal of strength and conditioning research*, 31(4), pp. 1017-1023. doi:10.1519/JSC.0000000000001401
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., & Tomlinson, G. (2005). Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back

pain. *Annals of internal medicine*, 142(9), pp. 776-785. doi:10.7326/0003-4819-142-9-200505030-00014

- Helsedirektoratet. (2022, mai 09). *Fysisk aktivitet i forebygging og behandling 5. Metode og prosess*. Retrieved mai 23, 2022, from www.helsedirektoratet.no: <https://www.helsedirektoratet.no/faglige-rad/fysisk-aktivitet-i-forebygging-og-behandling/metode-og-prosess#generelle-rad-for-barn-og-unge-voksne-og-eldre>
- Holm, S., & Olsen, B. R. (2008). Etik i menneske- og dyreforsøk. In P. Laake, B. R. Olsen, & H. B. Benestad, *Forskning i medisin og biofag* (2 ed., pp. 90-113). Oslo: Gyldendal Akademisk.
- Horsak, B., Kiener, M., Pötzelsberger, A., & Siragy, T. (2017). Serratus anterior and trapezius muscle activity during knee push-up plus and knee-plus exercises performed on a stable, an unstable surface and during sling-suspension. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 23, pp. 86-92. doi:10.1016/j.ptsp.2016.08.003
- Kang, F.-J., Ou, H.-L., Lin, K.-Y., & Lin, J.-J. (2019). Serratus Anterior and Upper Trapezius Electromyographic Analysis of the Push-Up Plus Exercise: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 54(11), pp. 1156-1164. doi:10.4085/1062-6050-237-18
- Kim, Y.-S., Kim, D.-Y., & Ha, M.-S. (2016). Effect of the push-up exercise at different palmar width on muscle activities. *Journal of physical therapy science*, 28(2), pp. 446-449. doi:10.1589/jpts.28.446
- Knapik, J. J., Sharp, M. A., Darakjy, S., Jones, S. B., Hauret, K. G., & Jones, B. H. (2006). Temporal changes in the physical fitness of US Army recruits. *Sports medicine*, 36, pp. 613-634. doi:10.2165/00007256-200636070-00005
- Koch, J., Riemann, B. L., & Davies, G. J. (2012). Ground reaction force patterns in plyometric push-ups. *Journal of strength and conditioning research*, 26(8), pp. 2220-2227. doi:10.1519/JSC.0b013e318239f867
- Kompf, J., & Arandjelovic, O. (2016). Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(6), pp. 751-762. doi:10.1007/s40279-015-0460-2

- Kotarsky, C. J., Christensen, B. K., Miller, J. S., & Hackney, K. J. (2018). Effect of Progressive Calisthenic Push-up Training on Muscle Strength and Thickness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(3), pp. 651-659. doi:10.1519/JSC.0000000000002345
- Kowalski, K. L., Connelly, D. M., Jakobi, J. M., & Sadi, J. (2022). Shoulder electromyography activity during push-up variations: a scoping review. *Shoulder & elbow*, 14(3), pp. 326-340. doi:10.1177/17585732211019373
- Kuechle, D. K., Newman, S. R., Itoi, E., Morrey, B. F., & An, K. N. (1997). Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 6(5), pp. 429-439. doi:10.1016/s1058-2746(97)70049-1
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), pp. 212-225. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002
- Lobo-Prat, J., Font-Llagunes, J. M., Gómez-Pérez, C., Medina-Casanovas, J., & Angulo-Barroso, R. M. (2014). New biomechanical model for clinical evaluation of the upper extremity motion in subjects with neurological disorders: an application case. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(10), pp. 1144-1156. doi:10.1080/10255842.2012.738199
- Lopez, P., Pinto, R. S., Radaelli, R., Rech, A., Grazioli, R., Izquierdo, M., & Cadore, E. L. (2018). Benefits of resistance training in physically frail elderly: a systematic review. *Aging Clinical and Experimental Research*, 30, pp. 889-899. doi:10.1007/s40520-017-0863-z
- Lou, S.-Z., Lin, C.-J., Chou, P.-H., Chou, Y.-L., & Su, F.-C. (2001). Elbow load during pushup at various forearm rotations. *Clinical Biomechanics*, 16(5), pp. 408-414. doi:10.1016/S0268-0033(01)00008-0
- Loyd, L. K., Bishop, P. A., Walker, J. L., Sharp, K. R., & Richardson, M. T. (2003). The influence of body size and composition on FITNESSGRAM test performance and the adjustment of FITNESSGRAM test scores for skinfold

- thickness. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7, pp. 205-226. doi:10.1207/S15327841MPEE0704_1
- Ludewig, P. M., Hoff, M. S., Osowski, E. E., Meschke, S. A., & Rundquist, P. J. (2004). Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, pp. 484–493. doi:10.1177/0363546503258911
- Marcolin, G., Petrone, N., Moro, T., Battaglia, G., Bianco, A., & Paoli, A. (2015). Selective Activation of Shoulder, Trunk, and Arm Muscles: A Comparative Analysis of Different Push-Up Variants. *Journal of Athletic Training*, 50(11), pp. 1126-1132. doi:10.4085/1062-6050-50.9.09
- Mausehund, L., Werkhausen, A., Bartsch, J., & Krosshaug, T. (2021). Understanding Bench Press Biomechanics-The Necessity of Measuring Lateral Barbell Forces. *Journal of strength and conditioning research, Advance online publication*. doi:10.1519/JSC.0000000000003948
- Michaud, B., Jackson, M., Arndt, A., Lundberg, A., & Begon, M. (2016). Determining in vivo sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centre locations from skin markers, CT-scans and intracortical pins: A comparison study. *Medical engineering & physics*, 38(3), pp. 290-296. doi:10.1016/j.medengphy.2015.12.004
- Miller, E., Kaufman, K., Kingsbury, T., Wolf, E., Wilken, J., & Wyatt, M. (2016). Mechanical testing for three-dimensional motion analysis reliability. *Gait and Posture*, 50, pp. 116-119. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.08.017
- Moore, L. H., Tankovich, M. J., Riemann, B. L., & Davies, G. J. (2012). Kinematic Analysis of Four Plyometric Push-Up Variations. *International journal of exercise science*, 5(4), pp. 334-343.
- Moseley Jr., J. B., Jobe, F. W., Pink, M., Perry, J., & Tibone, J. (1992). EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. *The American Journal of Sports Medicine*, 20, pp. 128–134. doi:10.1177/036354659202000206

- Papa, E. V., Dong, X., & Hassan, M. (2017). Resistance training for activity limitations in older adults with skeletal muscle function deficits: a systematic review. *Clinical Interventions in Aging*, *12*, pp. 955-961. doi:10.2147/CIA.S104674
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture*, *15*, pp. 113-119. doi:10.1016/S0966-6362(01)00155-2
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of applied physiology*, *86*(5), pp. 1445-1457. doi:10.1152/jappl.1999.86.5.1445
- Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Schmidt, R. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*, *33*(10), pp. 1207-1216. doi:10.1016/S0021-9290(00)00062-2
- Rau, G., Schulte, E., & Disselhorst-Klug, C. (2004). From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *14*(5), pp. 611-617. doi:10.1016/j.jelekin.2004.02.001
- Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R., & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening- i teori og praksis* (1 ed.). Oslo: Gyldendal undervisning.
- San Juan, J. G., Suprak, D. N., Roach, S. M., & Lyda, M. (2015). The effects of exercise type and elbow angle on vertical ground reaction force and muscle activity during a push-up plus exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *16*(1). doi:10.1186/s12891-015-0486-5
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., & Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, *32*(6), pp. 615-621. doi:10.1016/S0021-9290(99)00036-6
- Smith, L. L. (2000). Cytokine hypothesis of overtraining: a physiological adaptation to excessive stress? *Medicine and science in sports and exercise*, *32*(2), pp. 317-331. doi:10.1097/00005768-200002000-00011

- Snarr, R. L., & Esco, M. R. (2013). Electromyographic comparison of traditional and suspension push-ups. *Journal of human kinetics*, 39, pp. 75-83.
doi:10.2478/hukin-2013-0070
- Suprak, D. N., Dawes, J., & Stephenson, M. D. (2011, Februar). The Effect of Position on the Percentage of Body Mass Supported During Traditional and Modified Push-up Variants. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2).
doi:10.1519/JSC.0b013e3181bde2cf
- Thompson, W. R. (2018). Worldwide survey of fitness trends for 2019. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 22, pp. 10-17. doi:10.1249/FIT.0000000000000438
- Torstveit, M. K. (2002). Skjelettets adaptasjon til mekanisk belastning [Bone adaptation to mechanical loading]. *Tidsskriftet Den Norske Lægeforening*, 122(21), pp. 2109-2111.
- Valevicius, A. M., Jun, P. Y., Hebert, J. S., & Vette, A. H. (2018). Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 40, pp. 1-15. doi:10.1016/j.jelekin.2018.02.011
- Werkhausen, A., Solberg, C. E., Paulsen, G., Bojsen-Møller, J., & Seynnes, O. R. (2021). Adaptations to explosive resistance training with partial range of motion are not inferior to full range of motion. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 31(5), pp. 1026-1035. doi:10.1111/sms.13921
- Westcott, W. L. (2012). Resistance Training is Medicine: Effects of Strength Training on Health. *Current Sports Medicine Reports*, 11(4), pp. 209-216.
doi:10.1249/JSR.0b013e31825dabb8
- Williams, S., Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2006). An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *Journal of Biomechanics*, 39(13), pp. 2419-2429. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.023
- Wright, A. A., Hegedus, E. J., Tarara, D. T., Ray, S. C., & Dischiavi, S. L. (2018). Exercise prescription for overhead athletes with shoulder pathology: a systematic review with best evidence synthesis. *British journal of sports medicine*, 52(4), pp. 231-237. doi:10.1136/bjsports-2016-096915

- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., . . . Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), pp. 543-548. doi:10.1016/S0021-9290(01)00222-6
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Markhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), pp. 981-992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Yang, N., Zhang, M., Huang, C., & Jin, D. (2002, Juni). Synergic analysis of upper limb target-reaching movements. *Journal of Biomechanics*, 35(6), pp. 739-746. doi:10.1016/S0021-9290(02)00018-0
- Zwolski, C., Quatman-Yates, C., & Paterno, M. V. (2017). Resistance Training in Youth: Laying the Foundation for Injury Prevention and Physical Literacy. *Sports Health*, 9(5), pp. 436-443. doi:10.1177/1941738117704153

Tabelloversikt

Tabell 3.1: Subjektkarakteristikk (n=20)	19
Tabell 4.1: Relative verdier ved maksimalt moment og ved laveste punkt	33
Tabell 4.2: Absolutte verdier ved maksimalt moment og ved laveste punkt	35

Figuroversikt

- Figur 3.1:** Stativ som ble benyttet til festing av strikk for avlastning dersom en variant var så tung at subjektet ikke klarte å gjennomføre fem repetisjoner med tilfredsstillende teknikk. 22
- Figur 3.2:** Variant nummer én: Smal-nøytral håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 24
- Figur 3.3:** Variant nummer to: Smal-høy håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 25
- Figur 3.4:** Variant nummer tre: Smal-lav håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 25
- Figur 3.5:** Variant nummer fire: Diamant håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 26
- Figur 3.6:** Variant nummer fem: Middels håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 26
- Figur 3.7:** Variant nummer seks: Bred håndposisjonering. Fra topp til bunn: topposisjon sett forfra, like over bunnposisjon sett forfra, Topposisjon sett fra siden og like over bunnposisjon sett fra siden. 27
- Figur 3.8:** Variant nummer én: Smal-nøytral håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 28
- Figur 3.9:** Variant nummer to: Smal-høy håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 29
- Figur 3.10:** Variant nummer tre: Smal-lav håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 29

Figur 3.11: Variant nummer fire: Diamant håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 30

Figur 3.12: Variant nummer fem: Middels håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 30

Figur 3.13: Variant nummer seks: Bred håndposisjonering. Første linje: bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen, og topposisjon sett forfra. Annen linje: Bunnposisjon, i midten av bevegelsesbanen og topposisjon sett fra siden. Svarte linjer utgjør subjektet, blå linjer utgjør kreftene (disse er skalert for å passe inn i figurene, og størrelsesforholdet er derfor ikke korrekt), og oransje linjer utgjør momentarmene til skulder- og albueledd..... 31

Figur 4.1: Violin-plott som viser absolutte verdier for maksimalt albueleddmoment ved repetisjon nummer to for hver og en av øvelsesvariasjonene. Et sort punkt representerer et subjekt, en sort strek markerer at subjektet direkte til venstre benyttet strikk under utførelsen av varianten, og boblen er bredere der det er større samling av subjekter. ... 37

Figur 4.2: Violin-plott som viser absolutte verdier for maksimalt skulderleddmoment ved repetisjon nummer to for hver og en av øvelsesvariasjonene. Et sort punkt representerer et subjekt, en sort strek markerer at subjektet direkte til venstre benyttet strikk under utførelsen av varianten, og boblen er bredere der det er større samling av subjekter. 38

Vedlegg

Vedlegg 1: Godkjenning fra Norges idrettshøgskoles etiske komité

Tron Krosshaug
Seksjon for idrettsmedisinske fag

OSLO 26. september 2019

Søknad 113-260919 – En tredimensjonal biomekanisk analyse av momentfordeling og muskelbruk ved ulike push-up varianter

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

I henhold til retningslinjer for behandling av søknad til etisk komite for idrettsvitenskapelig forskning på mennesker, har leder av komiteen på fullmakt konkludert med følgende:

Vedtak

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

- *Vilkår fra NSD følges*

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

Med vennlig hilsen
Professor Sigmund Loland
Leder, Etisk komite, Norges idrettshøgskole

Vedlegg 2: Skjema for samtykkeerklæring

Vil du delta i forskningsprosjektet ”En biomekanisk analyse av ulike push-up varianter”?

Formål

Til tross for at push-ups kanskje er den mest brukte styrkeøvelsen er det ikke gjort grunnleggende biomekaniske analyser. Formålet med denne studien er derfor å undersøke biomekanikk og muskelbruk ved 6 ulike varianter av push-up. Studien er et masterprosjekt.

Hvem er ansvarlig for forskningsprosjektet?

Norges idrettshøgskole er ansvarlig for prosjektet.

Hvorfor får du spørsmål om å delta?

Vi søker 10 kvinnelige og 10 mannlige personer mellom 18 og 50 år. Det vil være krav om at du klarer å gjennomføre minimum 10 push-ups på tærne for at du skal kunne delta i studien.

Hva innebærer det for deg å delta?

Hvis du velger å delta i prosjektet, innebærer det at du blir tatt mål av og får på deg elektroder som leser av muskelaktivering, og refleksmarkører som filmes når du gjør push-ups. Etter oppvarming vil du gjennomføre 5 repetisjoner av hver av de 6 variantene av push-ups på en kraftplattform som leser av krefter. I tillegg til dette vil du bli filmet av et videokamera. Data fra de ulike push-up variantene leses av og skal i etterkant analyseres. Deltaker må ha på seg en kort shorts, i tillegg til sports-bh eller liknende for kvinner, dette grunnet markører og elektroder. Se illustrasjon under.



Det er frivillig å delta

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

Ditt personvern – hvordan vi oppbevarer og bruker dine opplysninger

Vi vil bare bruke opplysningene om deg til formålene vi har fortalt om i dette skrivet. Vi behandler opplysningene konfidensielt og i samsvar med personvernregelverket. Det er kun masterstudent og veileder som vil ha tilgang til opplysningene om deg. Navnet og kontaktopplysningene dine vil bli aidentifisert, der nøkkelen vil være adskilt fra øvrige data. Deltakerne i dette studiet vil ikke kunne gjenkjennes i publikasjon.

Hva skjer med opplysningene dine når vi avslutter forskningsprosjektet?

Prosjektet skal etter planen avsluttes 30.09.2021. Etter prosjektslutt vil datamaterialet anonymiseres først etter fem år (den 30.09.2026), dette er grunnet etterprøvbarhet. Alle videoopptak av deg slettes etter prosjektslutt (30.09.2021).

Dine rettigheter

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

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

Hva gir oss rett til å behandle personopplysninger om deg?

Vi behandler opplysninger om deg basert på ditt samtykke.

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

Hvor kan jeg finne ut mer?

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

- Norges idrettshøgskole ved Tron Krosshaug på e-post: tron.krosshaug@nih.no og telefon: 456 60 046, eller Mona Flathus på e-post: mona_flathus@hotmail.com og telefon: 906 04 307.
- Vårt personvernombud: Rolf Haavik (personvern@nih.no)
- NSD – Norsk senter for forskningsdata AS, på epost (personverntjenester@nsd.no) eller telefon: 55 58 21 17.

Med vennlig hilsen

Prosjektansvarlig
(Forsker/veileder)

Samtykkeerklæring

Jeg har mottatt og forstått informasjon om prosjektet *En biomekanisk analyse av ulike push-up varianter*, og har fått anledning til å stille spørsmål. Jeg samtykker til:

- å delta i eksperimentet
- at mine personopplysninger lagres i fem år etter prosjektslutt, til etterprøvbarhet

Jeg samtykker til at mine opplysninger behandles frem til prosjektet er avsluttet, ca.
30.09.2021

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Vedlegg 3: Godkjenning fra Norsk senter for forskningsdata



NSD sin vurdering

Prosjekttittel

En 3D biomekanisk analyse av momentfordeling ved ulike push-up varianter

Referansenummer

364113

Registrert

12.09.2019 av Mona Holtan Flathus - monahf@student.nih.no

Behandlingsansvarlig institusjon

Norges idrettshøgskole / Seksjon for idrettsmedisinske fag

Prosjektansvarlig (vitenskapelig ansatt/veileder eller stipendiat)

Tron Krosshaug, tron.krosshaug@nih.no, tlf: 45660046

Type prosjekt

Studentprosjekt, masterstudium

Kontaktinformasjon, student

Mona Holtan Flathus, mona_flathus@hotmail.com, tlf: 90604307

Prosjektperiode

01.09.2019 - 31.12.2020

Status

26.09.2019 - Vurdert

Vurdering (1)

26.09.2019 - Vurdert

Det er vår vurdering at behandlingen av personopplysninger i prosjektet vil være i samsvar med personvernlovgivningen så fremt den gjennomføres i tråd med det som er dokumentert i meldeskjemaet med vedlegg den 26.09.2019, samt i meldingsdialogen mellom innmelder og NSD. Behandlingen kan starte. MELD VESENTLIGE ENDRINGER Dersom det skjer vesentlige endringer i behandlingen av personopplysninger, kan det være nødvendig å melde dette til NSD ved å oppdatere meldeskjemaet. Før du melder inn en endring, oppfordrer vi deg til å lese om hvilke type endringer det er nødvendig å melde:

https://nsd.no/personvernombud/meld_prosjekt/meld_endringer.html Du må vente på svar fra NSD før endringen gjennomføres. TYPE OPPLYSNINGER OG VARIGHET

Prosjektet vil behandle alminnelige kategorier av personopplysninger frem til 31.12.2020. Opplysningene vil bli oppbevart frem til 21.12.2025 for etterprøvbarehet. LOVLIG GRUNNLAG

Prosjektet vil innhente samtykke fra de registrerte til behandlingen av personopplysninger. Vår vurdering er at prosjektet legger opp til et samtykke i samsvar med kravene i art. 4 og 7, ved at det er en frivillig, spesifikk, informert og utvetydig bekreftelse som kan dokumenteres, og som den registrerte kan trekke tilbake. Lovlig grunnlag for behandlingen vil dermed være den registrertes samtykke, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 bokstav a.

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

DE REGISTRERTES RETTIGHETER Så lenge de registrerte kan identifiseres i datamaterialet vil de ha følgende rettigheter: åpenhet (art. 12), informasjon (art. 13), innsyn (art. 15), retting (art. 16), sletting (art. 17), begrensning (art. 18), underretning (art. 19), dataportabilitet (art. 20). NSD vurderer at informasjonen om behandlingen som de registrerte vil motta oppfyller lovens krav til form og innhold, jf. art. 12.1 og art. 13. Vi minner om at hvis en registrert tar kontakt om sine rettigheter, har behandlingsansvarlig institusjon plikt til å svare innen en måned.

FØLG DIN INSTITUSJONS RETNINGSLINJER NSD legger til grunn at behandlingen oppfyller kravene i personvernforordningen om riktighet (art. 5.1 d), integritet og konfidensialitet (art. 5.1. f) og sikkerhet (art. 32). For å forsikre dere om at kravene oppfylles, må dere følge interne retningslinjer og/eller rådføre dere med behandlingsansvarlig institusjon.

OPPFØLGING AV PROSJEKTET NSD vil følge opp underveis (hvert annet år) og ved planlagt avslutning for å avklare om behandlingen av personopplysningene er avsluttet/pågår i tråd med den behandlingen som er dokumentert. Lykke til med prosjektet!

Kontaktperson hos NSD: Kajsa Amundsen Tlf. Personverntjenester: 55 58 21 17 (tast 1)

Vedlegg 4: Utvidet godkjenning fra Norsk senter for forskningsdata

Vurdering

Referansenummer

364113

Prosjekttittel

En 3D biomekanisk analyse av momentfordeling ved ulike push-up varianter

Behandlingsansvarlig institusjon

Norges idrettshøgskole / Institutt for idrettsmedisinske fag

Prosjektansvarlig

Tron Krosshaug

Student

Mona Holtan Flathus

Prosjektperiode

01.09.2019 - 30.08.2022

[Meldeskjema](#) 

Dato

08.09.2021

Type

Standard

Kommentar

NSD har vurdert endringen registrert 20.09.2020.

Ny dato for prosjektslutt er 30.08.2022. Etter prosjektslutt vil data med personopplysninger vil bli oppbevart i fem år for etterprøvnbarhet.

Vi gjør oppmerksom på at ytterligere forlengelse ikke kan påregnes uten at utvalget informeres om forlengelsen.

Lykke til videre med prosjektet!