

Andreas Hagan

**Faktorer som påvirker maksimal køllehodehastighet
hos elitespillere i golf**

Masteroppgave i idrettsvitenskap

Seksjon for fysisk prestasjonsevne

Norges idrettshøgskole, 2009

Sammendrag

Faktorer som påvirker maksimal køllehodehastighet hos elitespillere i golf

Innledning /teori

Slaglengde er en viktig del av prestasjonen i golf. For å kunne slå ballen langt kreves høy køllehodehastighet. Mye av den tidligere litteraturen over viktige faktorer for høy køllehodehastighet bygger på studier av forskjeller mellom mannlige amatører og mannlige profesjonelle golfspillere. Faktorer som blir sett på som avgjørende for køllehodehastighet er; styrke, antropometri, kølleparametre, bevegelsesutslag og timing.

Det er store forskjeller i slaglengde mellom mannlige og kvinnelige elitegolfspillere og blant mannlige elitegolfspillere, men årsaken til disse forskjellene er lite undersøkt i litteraturen. Målet for denne studien er å undersøke hvordan styrke, antropometri, bevegelsesutslag og timing er relatert til forskjeller i køllehodehastighet hos elitespillere i golf.

Metode

Forsøkspersonene inkluderte 33 mannlige elitespillere (22,2 år, 1,85 m, 78,7 kg, hcp. +0,5) og 10 kvinnelige elitespillere (21,7 år, 1,72 m, 63,3 kg, hcp. -0,9). Køllehodehastighet ble målt ved driver der instruksjonen var å slå som i konkurranse og driver der målet var å skape høyest mulig køllehodehastighet. Svingen med høyest køllehodehastighet ble undersøkt for svingkinematikk. Ved siden av måling av høyde, vekt og armlengde gjennomførte forsøkspersonene to bevegelsestester, tre medisinalkast og fire tester av maksimal styrke. Svingkinematiske parametre, antropometriske parametre og resultater fra styrke- og bevegelsestestene ble analysert for kjønnsforskjeller og sammenhenger med maksimal køllehodehastighet for de mannlige forsøkspersonene.

Resultater/diskusjon

De mannlige elitespillerne svingte med en lavere andel av maksimal køllehodehastighet ved konkurransedrivene (93,4 %) sammenlignet med kvinnene (96,9 %). Denne kjønnsforskjellen er ikke tidligere oppgitt i litteraturen. Det viste seg også at differansen mellom maksimal køllehodehastighet og konkurransehastighet steg med økende køllehodehastighet for de mannlige elitespillerne.

Timingparametre og bevegelsesutslag så ikke ut til å kunne forklare forskjeller i maksimal køllehodehastighet mellom elitespillerne. Antropometriske parametre og resultat på styrketestene viste gjennomgående signifikante kjønnsforskjeller og signifikante korrelasjoner med køllehodehastighet for de mannlige spillere. Økt styrke gir mulighet for å skape større leddmoment, og dermed større segmentakselerasjoner og høyere køllehodehastighet. Økt armlengde gir lavere muskelforkortningshastighet for en gitt banehastighet for hendene og dermed potensial for økt leddmoment.

Armlengde er genetisk bestemt, men styrke kan økes gjennom styrketrening. Styrketrening har vist seg å gi økning i køllehodehastighet hos både amatører og elitegolfspillere. Mannlige og kvinnelige elitegolfspillere som ønsker å øke køllehodehastighet anbefales derfor å drive styrketrening.

NØKKEWORD: Golf – Køllehodehastighet – Kinematisk analyse – Antropometri – Styrke – Bevegelse - Kjønnsforskjeller

Forord

Fra og med første gangen jeg slo en golfball har jeg alltid lurt på hva det er som gjør at noen får det til bedre enn andre. Besvarelsen av dette spørsmålet har vært en drivende kraft bak egen golfspilling, jobb og studier.

Det er mange som fortjener en takk for hjelp med oppgaven. Først og fremst vil jeg takke hovedveileder Jon Karlsen for hjelp med planleggingen, gjennomføringen og skrivingen av oppgaven. Jeg setter stor pris på dine logiske resonnement og din evne til å forklare vanskelige sammenhenger.

Takk også til alle andre som har bidratt:

- Gerald Smith - for god undervisning i fysikk og biomekanikk
- Johnny Nilsson – for hjelp med testutstyr og skriving
- John Hellström – for hjelp med testutstyr og gode diskusjoner
- Fredrik Tinmark – for hjelp i slutfasen
- Gøran Paulsen – for gode diskusjoner
- Forsøkspersonene – for tid og energi

Oslo, mai 2009

Andreas Hagan

1. Innledning	1
1.1 Hypotese.....	3
1.2 Oppbygning av oppgaven.....	3
2. Teori.....	4
2.1 Viktighet av slaglengde	4
2.2 Bestemmende faktorer for slaglengde	5
2.3 Bestemmende faktorer for maksimal køllehodehastighet.....	7
2.3.1 Segmenthastigheter	7
2.3.2 Styrke.....	8
2.3.2.1 Empiriske studier	9
2.3.1.2 Modelleringsstudier	12
2.3.3 Antropometri og kølleparametre	13
2.3.2.1 Empiriske studier	14
2.3.3.2 Modelleringsstudier	15
2.3.4 Bevegelsesutslag	16
2.3.4.1 Empiriske studier	16
2.3.4.2 Modelleringsstudier	19
2.3.5 Timing.....	20
2.3.5.1 Empiriske studier	21
2.3.5.2 Modelleringsstudier	23
3. Metode.....	27
3.1 Forsøkspersoner	27
3.2 Utstyr	27
3.2.1 Utstyr for måling av svingkinematikk	27
3.2.2 Utstyr for måling av fysiske parametre	28
3.3 Forsøksprosedyre.....	29
3.4 Måling av svingkinematikk	30
3.4.1 Markørplassering	30
3.4.2 Kameraplassering og kalibrering.....	31
3.4.3 Signalbehandling og beregninger av svingkinematikk.....	32
3.4.4 Måling av køllehodehastighet	33
3.5 Måling av fysiske parametre	34
3.5.1 Bevegelighet.....	34
3.5.2 Eksplosiv styrke	35
3.5.3 Maksimal styrke	37
3.6 Statistikk.....	39
3.7 Etiske vurderinger.....	39

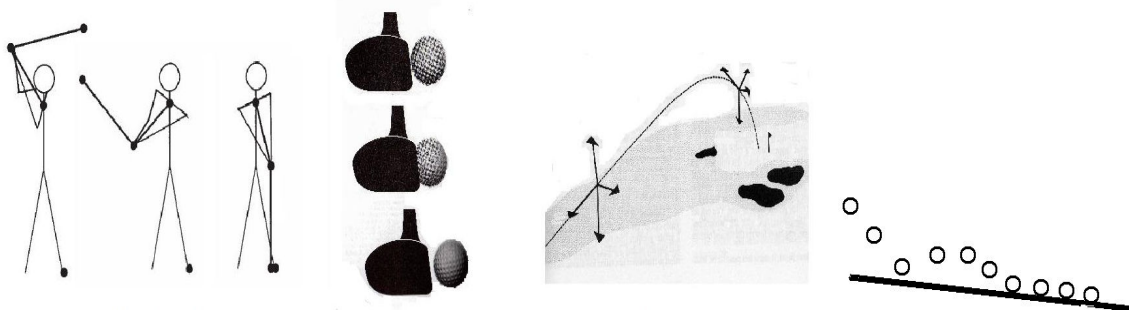
4. Resultater	40
4.1 Køllehodehastighet.....	40
4.2 Segmenthastigheter	41
4.3 Styrke.....	42
4.4 Antropometri	43
4.5 Bevegelsesutslag og bevegelighet	43
4.6 Timing.....	45
5. Diskusjon	46
5.1 <i>Metodediskusjon</i>	46
5.1.1 Testutstyr	46
5.1.1.1 Tilpasning av golfkøllen	46
5.1.1.2 Innsamling av kinematiske data	46
5.1.1.3 Måling av køllehodehastighet	46
5.1.2 Signalbehandling og beregninger	47
5.1.3 Testing av styrke.....	47
5.2 <i>Resultatdiskusjon</i>	49
5.2.1 Køllehodehastighet.....	49
5.2.2 Segmenthastigheter	51
5.2.3 Styrke.....	53
5.2.4 Antropometri	55
5.2.5 Bevegelsesutslag og bevegelighet	59
5.2.6 Timing	61
5.3 <i>Mulige applikasjoner</i>	64
6. Konklusjon	65
Referanser	66
Vedlegg A: Informasjonsskriv til aktuelle forsøkspersoner.....	78
Vedlegg B: Samtykkeerklæring	80
Vedlegg C: Svarbrev fra Etisk komité	81
Vedlegg D: Svarbrev fra Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste	82

1. Innledning

Golf spilles verden over, og det antas at rundt 55 millioner mennesker spiller golf (Farrally et al., 2003). Målet i golf er å slå ballen fra utslagsstedet til hullet på færrest mulig slag. I løpet av golfrunden slår golfspilleren en rekke ulike typer slag. Presisjon på både retning og lengde er det som avgjør prestasjonen, og elitespilleren er bedre enn amatører på alle typer slag (Pelz, Pelz, Evans & Bracey, 2008). Kanskje er det likevel elitespillerens lange og rette drive som er gjenstand for amatørers største misunnelse. Under samme forhold driver den gjennomsnittlige mannlige 20 handikapperen 170 meter, mens den gjennomsnittlige PGA-tour spilleren slår ganske nøyaktig 100 meter lenger (Pelz et al., 2008).

Fra toppen av baksvingen akselererer den mannlige elitespilleren køllehodet til en hastighet på rundt 50 m/s ved impact (Tuxen, 2008). Denne hastighetsøkningen tar rundt 200- til 300 ms (Penner, 2003), og er blant de raskeste akselerasjonene innen idrett. Ved siden av stor akselerasjon kreves også stor presisjon. For at en drive skal være vellykket bør golfballen treffes innenfor 20 mm fra midten av køllebladet (Iwatsubo, Kawamura, Furuichi & Yamaguchi, 2002), og køllebladets retning i forhold til mållinjen bør være innenfor tre graders retningsavvik (Cochran & Stobbs, 1968). Dette til tross slår elitespilleren lange og rette drive med den største selvfølge.

Golfspilleren er motoren i en kjede av begivenheter som resulterer i at ballen slås en bestemt lengde (Figur 1.1). Fra toppen av baksvingen akselereres køllehodet til balltreffet "impact" som er en kraftig elastisk kollisjon med en varighet på under 0,5 ms (Roberts, Jones & Rothberg, 2001). Impact er den eneste tiden golfspilleren har mulighet til å påvirke golfballens flukt. I det øyeblikket golfballen forlater køllehodet er den utenfor golfspillerens kontroll, og dens flukt er underlagt naturlovenes krefter.



Figur 1.1: Fasene som leder til en bestemt slaglengde; fra venstre - golfsvingen, impact, ballen i luften samt sprett og rull (basert på bilder fra Penner, 2003; Cochran & Stobbs, 1968).

Slaglengde bestemmes av en rekke menneskelige faktorer, utstyrsfaktorer og ytre faktorer. Disse faktorenes påvirkning på slaglengde gjennomgås i kapittel 2.2. Denne oppgaven er opptatt av menneskelige faktorer som påvirker maksimal køllehodehastighet. Dette temaet har vært gjenstand for en rekke vitenskapelige studier de siste 40 årene. I litteraturen finnes videoanalyser (Wiren, 1968), 3-D analyser (Cheetham et al., 2008; McTeigue, Lamb, Mottram & Pirozzolo, 1994), elektromyografiske undersøkelser (McHardy & Pollard, 2005) samt analyser av kinetikk mellom golfspilleren og bakken (Barrentine, Fleisig, Johnson & Woolley, 1994; Koenig, Tamres & Mann, 1994; Okuda & Armstrong, 2002) og mellom golfspilleren og golfkøllen (Budney & Bellow, 1990). Hånd i hånd med de empiriske studiene er elitespillerens drive analysert gjennom stadig mer avansert matematisk modellering (Cochran & Stobbs, 1968; Jorgensen, 1994; Sprigings & Neal, 2000). Det er også gjort tverrsnittsstudier som sammenligner køllehodehastighet med antropometriske parameter (Wiren, 1968) og testresultat på styrke- og bevegelsestester (Doan, Newton, Kwon & Kraemer, 2006; Thompson, 2002; Yoon, Richards & Fisher 1998). Noen intervensjonsstudier finnes også i form av styrketrening (Lanford, 1976), bevegelsestrening (Jones, 1999) og kombinert styrke og bevegelsestrening (Doan et al., 2006; Lephart, Smoliga, Myers, Sell & Tsai, 2007).

Den empiriske litteraturen har i hovedsak fokusert på å forklare forskjellen i slaglengde mellom mannlige profesjonelle golfspillere og mannlige amatører (Hume, Keogh & Reid, 2005; Penner, 2003). Forskjellen i slaglengde blant elitespillere er imidlertid også stor. Statistikk for gjennomsnittlig drivingslengde fra sesongen 2008 viser følgende min- og maksverdier for PGA-touren - 239-288 meter, LPGA-touren - 203-246 meter og Senior PGA-touren - 231-270 meter.

I litteraturen fant jeg én studie som undersøker forskjeller i svingkinematikk mellom mannlige og kvinnelige elitegolfspillere (Egret, Nicolle, Dujardin, Weber & Chollet, 2006) og én studie som undersøker forskjeller i styrke mellom mannlige og kvinnelige elitegolfspillere (Doan et al., 2006), men ingen studier som undersøker kjønnsforskjeller blant golfspillere for antropometriske parametre eller bevegelse. I litteraturen for mannlige elitegolfspillere fant jeg ingen studier som undersøker sammenhenger mellom kinematiske variabler og køllehodehastighet, to studier som undersøker sammenhenger mellom køllehodehastighet og antropometriske parametre (Wiren, 1968; Yoon et al., 1998), en studie som undersøker sammenhengen mellom køllehodehastighet og bevegelse (Wiren, 1968) og fem studier som undersøker

sammenhengen mellom køllehodehastighet og styrke (Adler-Henerud, 2006; Doan et al., 2006; Hellström, 2008; Wiren, 1968; Yoon et al., 1998).

Denne oppgaven har som mål å undersøke menneskelige faktorer som bestemmer forskjeller i køllehodehastighet mellom mannlige og kvinnelige elitegolfspillere, og mellom mannlige elitegolfspillere. Sentrale menneskelige faktorer for køllehodehastighet er styrke, antropometri, bevegelsesutslag og timing. Utvelgelsen og konkretisering av disse parametrene gis i teorikapitlet. En kartlegging av viktigheten av disse faktorene vil kunne gi verdifull informasjon for optimalisering av svingteknikk samt fysiske trening for å øke køllehodehastighet.

1.1 Hypotese

- Forskjeller i køllehodehastighet mellom mannlige og kvinnelige elitegolfspillere kan forklares ut i fra forskjeller i styrke, antropometri, bevegelsesutslag og timing.
- Forskjeller i køllehodehastighet mellom mannlige elitegolfspillere kan forklares ut i fra forskjeller i styrke, antropometri, bevegelsesutslag og timing.

1.2 Oppbygning av oppgaven

Teorikapitlet starter med en gjennomgang av viktigheten av slaglengde blant elitespillere. Deretter gis en oversikt over påvirkningen på slaglengde av menneskelige faktorer, utstyrsfaktorer og ytre faktorer. Hovedfokus for teorikapitlet ligger på mekanismene bak elitegolfspillerens oppnåelse av køllehodehastighet. Metodekapitlet gjennomgår forsøksprotokollen og utstyret som ble brukt, samt beregningsmetoder og statistikk. I resultatkapitlet oppgis studiens funn rundt kjønnsforskjeller og sammenhenger blant de mannlige elitespillere. I diskusjonen sammenlignes studiens resultater med den tidligere litteraturen.

2. Teori

2.1 Viktighet av slaglengde

En golfspillers prestasjonsnivå bestemmes av spillerens ferdighet på de ulike typene slag i golf. Noen har putting som sin sterkeste side, mens andre er best fra tee til green. En direkte sammenligning mellom slaglengde og antall slag per runde kan være misvisende da forskjeller i spilleres ferdighet på putting og nærspill også har stor påvirkning på scoren. For å undersøke viktigheten av slaglengde bør man derfor heller sammenligne slaglengde med antall greentreff per runde (GIR), som er det vanligste målet på en spillers ferdighet fra tee til green. Slaglengde viser en positiv korrelasjon med GIR for både mannlige og kvinnelige profesjonelle golfspillere (Tabell 1.1). Styrken på korrelasjonskoeffisienten og stigningstallet for regresjonslinjen tyder på at viktigheten av å øke slaglengden er større blant kvinnelige tourspillere og mannlige seniortourspillere (over 50 år) enn for mannlige tourspillere. Basert på regresjonsligningen mellom slaglengde og GIR predikerer en 20 meter økning i slaglengde en økning på 1,1 GIR for kvinnelig tourspillere, 1,0 GIR for mannlige seniortourspillere og 0,7 GIR for mannlige tourspillere.

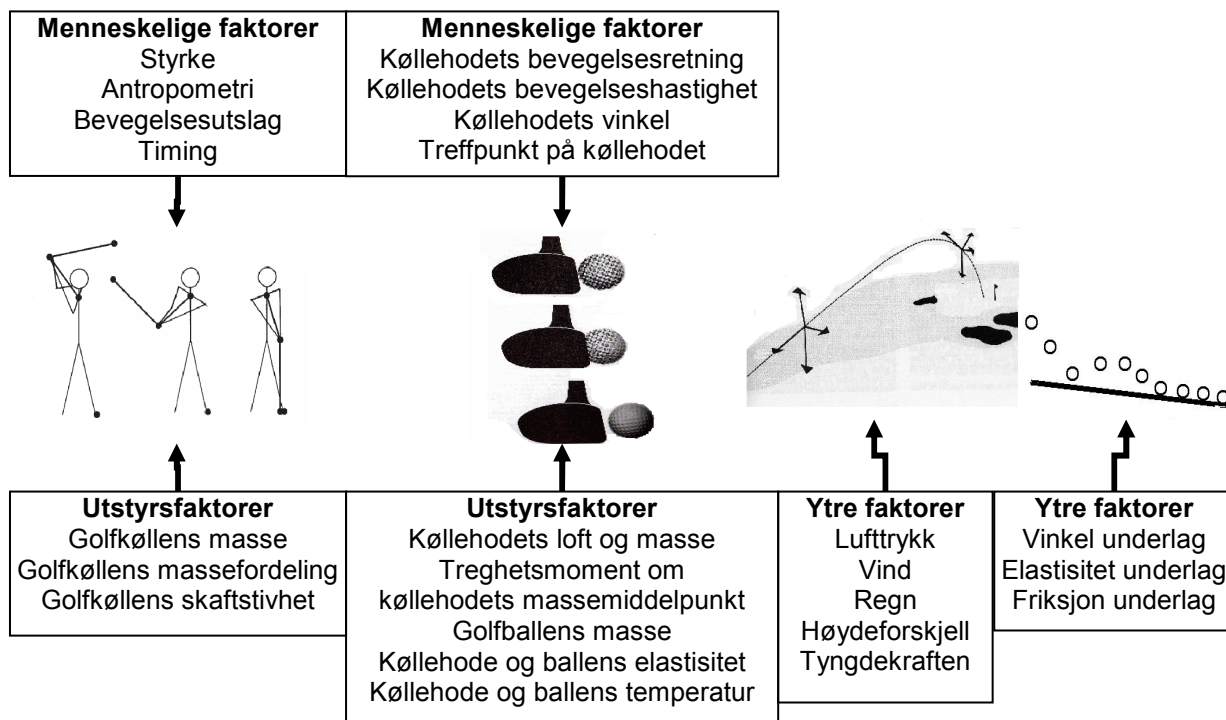
Tabell 1.1: Statistikk for gjennomsnittlig slaglengde og greentreff pr. runder (GIR) for kvinnelige tourspillere (LPGA og LET), mannlige seniortourspillere (SPGA og SEPGA) og mannlige tourspillere (PGA-, EPGA- og Nationwide). Basert på statistikk for 2006, 2007 og 2008 (www.pgatour.com, www.europeantour.com, www.ladieseuropeantour.com, www.lpga.com).

	Gj.snitt slaglengde (m)	Korrelasjonskoeffisient for slaglengde vs. GIR	Økning i GIR/runde av 20 m økt slaglengde. (GIR/runde)
LPGA og LET	226,4	0,48**	1,1
SPGA og SEPGA	244,4	0,44**	1,0
PGA, EPGA og Nationwide	263,3	0,23**	0,7

** $p < 0,01$

2.2 Bestemmende faktorer for slaglengde

Slaglengde er en funksjon av en rekke menneskelige faktorer, utstyrsfaktorer og ytre faktorer (Figur 2.1).



Figur 2.1: Menneskelige faktorer, utstyrsfaktorer og ytre faktorer som er avgjørende for slaglengden (basert på bilder fra Cochran & Stobbs, 1968; Penner, 2003).

Arbeidet golfspilleren gjør på golfkøllen i nedsvingen er motoren i kjeden av begivenheter som leder til en viss slaglengde. Det eneste kontaktpunktet mellom golfspilleren og golfkøllen er i grepet, så det er kun der golfspilleren har mulighet til å påvirke golfkøllens bevegelsesenergi. Køllehodets hastighet bestemmes av størrelsen på kraften som virker på den, parametre for golfkøllen (skaftlengde, skaftstivhet, masse, massefordeling), varigheten kraften virker over samt timing. Penners (2003) formel for overføring av bevegelsesenergi fra golfkølle til golfball gir at

$$V_b = ((1 + e) V_k) / ((1 + (M_b/M_k))) \quad (2a)$$

der V_b er utgangshastigheten til ballen, e er restitusjonskoeffisienten mellom golfballen og køllehodet, V_k er køllehodehastigheten rett før impact, M_b er golfballens masse og M_k er køllehodets masse. For maksimal overføring av bevegelsesenergi fra køllehodet til golfballen bør treffpunktet på køllehodet ligge i bevegelsesbanen til køllehodets

massemiddelpunkt. Om dette ikke er tilfellet vil køllehodet vrir, og energioverføringen fra køllehodet til ball vil reduseres. Mengden køllehodet vrir seg, og dermed overføringsgraden av bevegelsesenergi, er avhengig av treghetsmomentet om køllehodets massemiddelpunkt (Iwatsubo et al., 2002). For maksimal overføring av lineær hastighet mellom køllehodet og golfballen må også køllehodets bevegelsesretning være vinkelrett på slagflaten. Om dette ikke er tilfelle vil det virke en kraft utenfor golfballens massemiddelpunkt, og golfballen vil spinne (Tuxen, 2008). Elastisitet for køllehodet og golfball (Naruo, Fujikawa, Oomori & Sato, 2002), golfballens masse (Cochran & Stobbs, 1968) og temperatur vil også påvirke overføringen av bevegelsesenergi mellom køllehodet og golfballen.

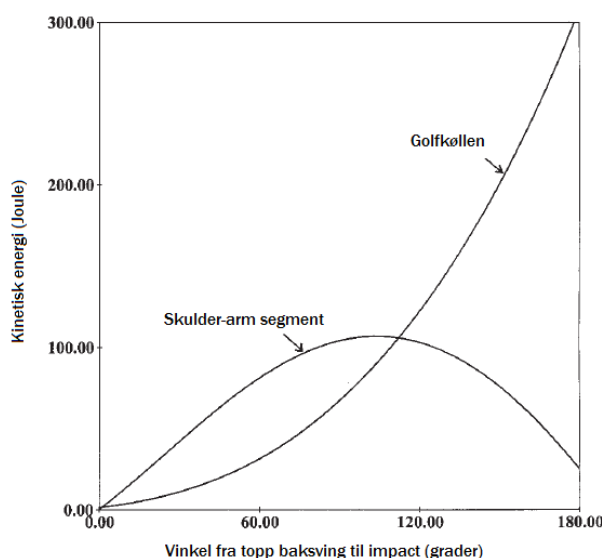
Fordi impact har en varighet på kun ca. 0,5 ms er det i hovedsak massen til køllehodet som bestemmer den effektive massen i impact (Cochran & Stobbs, 1968). Økt masse for køllehodet gir økt ballhastighet for en gitt køllehodehastighet, men effekten flater ut med økende masse for køllehodet. Samtidig vil større køllehodemasse gi lavere maksimal køllehodehastighet på grunn av golfkøllens økte treghetsmoment (Penner, 2003).

Etter impact har golfballen en bestemt utgangshastighet, utgangsretning og spinn, og dens flukt er nå utenfor golfspillerens kontroll. Ytre forhold som vind, lufttrykk, regn og høydeforskjell vil i tillegg til tyngdekraften påvirke ballens flukt gjennom luften. Idet ballen lander vil underlagets vinkel, elastisiteten til underlaget samt friksjonen langs underlaget påvirke hvordan ballen spretter og ruller før den stopper. En fullstendig beskrivelse av variablene som påvirker golfballens flukt fra impact til ballen stopper er utenfor denne oppgavens rammer; for gjennomgang se Penner (2003).

Det er ingen tvil om at utstyr og ytre faktorer har stor påvirkning på slaglengde. For eksempel slås en pitchingwedge mye kortere enn en drive, og en drive i motvind slås mye kortere enn en drive i medvind. Måler man den maksimale slaglengden til en gruppe golfspillere med samme golfutstyr og med samme ytre forhold vil man likevel finne store forskjeller i slaglengde (Lanford, 1976; Yoon et al., 1998; Wiren, 1968). Slaglengden bestemmes derfor også i stor grad av den som holder i golfkøllen. Om vekten på køllehodet holdes konstant vil køllehodehastigheten bestemme potensialet for hvor langt ballen kan slås. Køllehodehastigheten i impact er derfor den klart mest avgjørende faktoren for slaglengde (Cochran & Stobbs, 1968; MacDonald & Hanzély, 1991; Penner, 2003).

2.3 Bestemmende faktorer for maksimal køllehodehastighet

Køllehodehastigheten i impact bestemmes av håndleddets lineære hastighet, køllehodets rotasjonshastighet om håndleddet samt avstanden fra håndleddet til køllehodet. De ulike hastighetene bør ikke sees på separat. Fordi golfkøllen og hendene er koblet sammen vil bevegelse av det ene segmentet også påvirke det andre segmentet. Den samlede kinetiske energien til golfspillerens skulder og armer øker frem til rundt halvveis i nedsvingen og synker deretter frem mot impact, mens golfkøllens kinetiske energi øker nærmest eksponentielt frem mot impact (Jorgensen, 1994, Figur 2.2).



Figur 2.2: Kinetisk energi for golfkøllen og skulder-armsegmentet (basert på Jorgensen, 1994).

2.3.1 Segmenthastigheter

Forutsatt at skaftet til golfkøllen er rigid vil en hastighetsøkning i nedsvingen av samtlige av kroppens segmenter på for eksempel 10 prosent gi samme økning i køllehodehastighet. Det kan derfor tenkes at golfspillere med høy køllehodehastighet også oppnår høy hastighet på alle kroppens segmenter.

Zheng, Barrentine, Fleisig & Andrews (2008) delte inn 72 golfspillere inn i fire grupper av 18 personer etter handikap, og undersøkte forskjeller i segmenthastigheter. De fant at spillere med lavere handikap hadde høyere maksimal hastighet for skaftet, venstre håndleddsvinkel og venstre albueekstensjon, men ingen forskjell i maksimale segmenthastigheter for overkroppen eller venstre overarm. Myers et al. (2008) fant en positiv korrelasjon ($r=0,59$) mellom maksimal overkropprotasjonshastighet og ballhastighet, men ingen sammenheng mellom ballhastighet og maksimal

hofterotasjonshastighet blant 100 mannlige golfspillere på ulikt ferdighetsnivå. Det virker som om hastigheten på mer distale segment viser større sammenheng med køllehodehastighet enn proksimale segment.

Hastigheten til et segment bestemmes av størrelsen og retningen på kreftene som virker på segmentet, segmentets treghetsmoment samt tiden kraften virker over. I de neste kapitlene gjennomgås litteraturen rundt hvordan styrke, antropometri, bevegelsesutslag og timing er relatert til oppnåelsen maksimal køllehodehastighet.

2.3.2 Styrke

Styrke defineres som den maksimale kraften eller momentet en muskel eller muskelgruppe kan skape på en spesifikk eller forutbestemt hastighet (Knuttgén & Kraemer, 1987). Om det forutsettes at golfkøllen beveger seg i ett plan vil det være fem forskjellige momenter som virker på golfkøllen i nedsvingen (Jorgensen, 1994). Armenes akselererende rotasjonsbevegelse tenderer til å holde golfkøllen i en tangentiell posisjon rundt armenes rotasjonssentrum – ofte definert som et punkt mellom golfspillerens skuldre (Penner, 2003). Sentrifugalkraften tenderer til å rette ut håndleddsvinkelen. Et tredje moment skyldes tyngdekraften. Et fjerde moment skyldes aktivt moment i håndleddet. Et femte moment skyldes bevegelse av rotasjonssentrum. Newtons andre lov for rotasjonsbevegelser sier at

$$\alpha = \tau / I \quad (2b)$$

der α er vinkelakselerasjon, τ er momentet over et ledd og I er treghetsmomentet over leddet. Økt styrke gir potensialet for å skape større moment (τ) som virker på golfkøllen, og dermed mulighet for å skape større vinkelakselerasjon (α) og dermed høyere køllehodehastighet.

Bestemmende faktorer for styrke

Størrelsen på momentet som virker over et ledd bestemmes av passive leddkrefter overført fra tilstøtende segment samt momentet som skapes av musklene som krysser over leddet (aktivt moment). Passive leddkrefter diskuteres i hovedsak i kapittel 2.3.5 som omhandler timing. Størrelsen på det maksimale aktive momentet som kan skapes over ett ledd påvirkes av en rekke neurale og muskulære faktorer (Åstrand, Rodahl, Dahl & Strømme, 2003). For maksimal kraftutvikling må aktivering av agonister være maksimal mens antagonistene er inaktive. I følge Gandevia (2001) er sub-optimal

muskelaktivering større i komplekse bevegelser enn i enkle bevegelser. De viktigste muskulære faktorene for størrelsen på leddmoment er muskelfibertypesammensetning, lengde-spenningsforhold, musklens innfestningsvinkel, muskelens tverrsnitt, antall sarkomerer i serie og indre vektarmer, for beskrivelse se Åstrand et al., (2003). I bevegelser som innebærer raske segmentakselerasjoner (som golfsvingen) vil hastigheten på kraftutviklingen være avgjørende for prestasjonen. Muskelens maksimale kontraksjonshastighet bestemmes primært av tverrnippet til ulike muskelfibertyper og tiden det tar før kalsium frigjøres i muskelcellen (MacDougall, Wenger & Green, 1991).

Å innlede en bevegelse med en motbevegelse gir økt maksimalt arbeid (van Ingen Schenau, Bobbert & de Haan, 1997). Denne typen muskelbruk kalles ”stretch-shortening cycle” (SSC) og brukes blant annet ved hopp, løp og andre typer muskelarbeid. Økt kraft i den første delen av muskelsammentrekningen på grunn av økt aktivering ser ut til å være den viktigste årsaken til at SSC øker maksimalt arbeid (van Ingen Schenau et al., 1997).

Basert på en rekke studier ligger normalt kvinners overkroppsstyrke på rundt 55 prosent av mennenes styrke, mens underkroppsstyrken ligger rundt 72 prosent (Fleck & Kraemer, 2004). Styrkeforskjellen skyldes først og fremst forskjeller i muskelmasse, og styrkeforskjellen er relativt lik for ulike bevegelseshastigheter (Fleck & Kraemer, 2004).

2.3.2.1 Empiriske studier

Kinetiske studier

Direkte måling av indre krefter krever svært invasive teknikker, og er kun brukt (med enkelte unntak) i dyrestudier (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004). Målinger er imidlertid gjort av kreftene som virker mellom golfspilleren og bakken (f.eks. Kawashima, Meshizuka & Takeshita, 1999; Williams, Jones & Snow, 1988), og mellom golfspilleren og grepet på golfkøllen (f.eks. Budney & Bellow, 1990). Dyktige golfspillere har normalt en større og raskere lateral vektoverføring i starten av nedsvingen, samt større vertikal kraft under venstre ben i impact enn mindre dyktige golfspillere (Kawashima et al., 1999; Penner, 2003). Williams et al. (1988) fant en positiv korrelasjon mellom køllehodehastighet og maksimal vertikal kraft for høyre ben ($r=0,58$), og mellom køllehodehastighet og størrelsen på den laterale kraften mot målet fra venstre ben like før impact ($r=0,80$). Budney & Bellow (1990) fant en kraftimpuls mot grepet fra høyre hånd 50 ms før impact, men krefter mellom golfspilleren og grepet har så vidt jeg vet ikke blitt sammenlignet med køllehodehastighet.

Stretch-shortening cycle (SSC)

Golfspillere ser ut til å gjøre bruk av SSC ved å rotere hoftene i forhold til overkroppen i starten av nedsvingen (Burden, Grishaw & Wallace, 1998; Cheetham et al., 2008). Aktivering av et proksimalt segment vil strekke muskelvevet og bindevevet som går til det mer distale segmentet. Differansen mellom overkropprotasjon og hofterotasjon (X-faktor) på toppen av baksvingen og maksimal X-faktor i nedsvingen kalles X-faktor stretch (Cheetham et al., 2000). Cheetham et al. (2000) fant at gjennomsnittlig X-faktor stretch blant profesjonelle spillerne var 9 grader, mens X-faktor stretch blant amatører var 6 grader. Dette funnet kan muligens tyde på at profesjonelle golfspillere i større grad enn amatører gjør bruk av SSC mellom overkroppen og hoftene. SSC kan også oppstå for eksempel mellom venstre overarmen og truncus, men jeg finner ingen litteratur rundt dette. Milburn (1982) fant imidlertid en økning i håndleddsvinkelen i starten av nedsvingen noe som kan tyde på at SSC skjer i musklene som retter ut håndleddsvinkelen.

Korrelasjoner mellom styrketester og køllehodehastighet

En rekke tverrsnittstudier har sammenlignet resultat på ulike styrketester med maksimal køllehodehastighet. Uten unntak viser styrketester en positiv korrelasjon med køllehodehastighet (f.eks. Adler-Henerud, 2006; Doan et al., 2006; Robinson, 1994; Thompson, 2002; Yoon et al., 1998). Korrelasjonskoeffisienten ligger normalt mellom 0,40 og 0,80 avhengig av styrketestens utforming og gruppen som ble testet. Det ser ut til at stor spredning i køllehodehastighet og størst mulig likhet i forhold til ferdighetsnivå blant forsøkspersonene gir sterkest korrelasjon mellom ulike styrketester og køllehodehastighet (Adler-Henerud, 2001; Yoon et al., 1998). Absolutt styrke viser høyere korrelasjon med køllehodehastighet enn styrkeresultat normalisert for kroppsvekt (Hellstrom, 2008; Yoon et al., 1998).

En positiv korrelasjon mellom resultat på en styrketest og maksimal køllehodehastighet betyr ikke nødvendigvis at det finnes en direkte årsakssammenheng, slik at en endring i resultatet på styrketesten også vil gi endring i køllehodehastighet. For eksempel fant Thompson (2002) at styrke i albuefleksjon viste en signifikant positiv korrelasjon ($r=0,53$) med køllehodehastighet. Når man vet at det ikke er noen albuefleksjon i nedsvingen er det lite logisk å tenke seg at styrken til albuefleksorene er avgjørende for køllehodehastigheten. Korrelasjonen kan trolig forklares med at personer som er sterke i albuefleksjon også er sterke i andre muskelgrupper som er mer

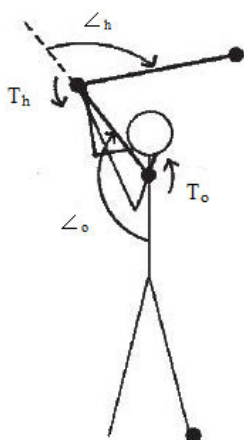
avgjørende for køllehodehastigheten. Korrelasjonen mellom testresultat på ulike styrketester er normalt sterk (Fleck & Kraemer, 2004). Typen styrketester som ser ut til å vise sterkest korrelasjon med køllehodehastighet er de som ligner golfsvingen i forhold til bevegelsesmønster og bevegelseshastighet. Yoon et al. (1998) fant en korrelasjon på 0,80 mellom maksimal effekt i overkropprotasjon og køllehodehastighet blant en gruppe på 40 mannlige golfspillere med handikap lavere enn tre. Doan et al. (2006) fant en korrelasjon på 0,86 mellom horisontal hastighet på en to kg medisinball ved sittende rotasjonskast og køllehodehastighet blant en gruppe på ti mannlige og seks kvinnelige collegegolfspillere. Egne tidligere målinger har gitt en lignende korrelasjon ($r=0,85$) mellom maksimal kastlengde av en 2,5 kg medisinball i sittende rotasjonskast og køllehodehastighet (104 menn og 42 kvinner, gjennomsnittshandikap 10,4).

Treningsstudier

Styrketrening har lenge vært kjent for å øke maksimalt leddmoment (Fleck & Kraemer, 2004). De siste årene har stadig flere undersøkt effekten av styrketrening på køllehodehastighet. Åtte til tolv uker styrketrening (Fletcher & Hartwell, 2004; Lanford, 1976) eller kombinert styrke og bevegelighetstrening (Doan et al., 2006; Latella, Chu, Tsai, Sell & Lephart, 2008; Lephart et al., 2007; Thompson & Wayne, 2004; Thompson, Myers & Blackwell, 2007; Westcott, Dolan & Cavicchi, 1996) har vist seg å øke køllehodehastigheten mellom 1,6 til 6,9 prosent. Det er vanskelig å bestemme hvilke intervensjoner som er mest effektive på grunn av store forskjeller i treningsgruppene. Intervensjonsstudiene oppgir normalt endringer muskelstyrke og køllehodehastighet, men Latella et al. (2008) og Lephart et al. (2007) registrerte også endringer i svingkinematikk. Disse fant ved siden av signifikante økninger i både styrke og bevegelighet også en økning i maksimal overkropprotasjonshastighet. Studien til Westcott et al. (1996) er den eneste som i tillegg til å oppgi endringer i muskelstyrke også oppgir endringer i muskelmasse i løpet av treningsperioden. De fant en økning i muskelmasse på 4,1 prosent etter åtte uker styrketrening. Kun én intervensjonsstudie fant ingen effekt på køllehodehastighet av styrketrening (Reyes, Munro, Held & Gebhardt, 2002). Treningsgruppen i studien til Reyes et al. (2002) fant til tross for stor økning i isometrisk styrke ingen økning i maksimal køllehodehastighet etter syv uker isometrisk styrketrening én gang/uke. Dette kan skyldes at en økning i isometrisk styrke ikke alltid gir en tilsvarende økning i dynamisk styrke (Fleck & Kraemer, 2004).

2.3.1.2 Modelleringsstudier

Golfsvingen er et komplekst system med mange ukjente variabler. For å kunne gjøre beregninger av komplekse systemer er det vanlig at forskere bygger en modell som en forenkling av virkeligheten. Den første modellen av golfsvingen kom i 1968 i boken *Search for the perfect swing* (Cochran & Stobbs, 1968). For at en modell skal være nyttig må den være så enkel som mulig, men likevel kompleks nok til å kunne gi innsikt i fenomenet man undersøker (Betzler, Monk, Wallace, Otto & Shan, 2008; Roberts et al., 2004). Den vanligste modellen av golfsvingen er en dobbel pendel med et fiksert ankerpunkt og en fri hengsel som binder sammen to rigide armer (Figur 2.3). Det fikserte ankerpunktet representerer en omdreiningsakse rundt midten av skuldrene. Den øverste armen representerer avstanden fra rotasjonssentrum til håndleddet og kalles skulder-armsegmentet. Golfspillerens muskelbidrag fra hofter, mage, skuldre og armer samles til ett moment som virker proksimalt på skulder-armsegmentet T_o . Den nedre armen representerer golfkøllen. T_h er momentet om håndleddet. Positiv retning for T_o og T_h er definerte som mot klokken. Vinkelen mellom skulder-armsegmentet og en vertikal linje er \angle_o , og håndleddsvinkelen er \angle_h .



Figur 2.3: Modellering av golfsvingen. T_o er momentet proksimalt på skulder-armsegmentet og T_h er momentet om håndleddet. \angle_o er vinkelen mellom en vertikal linje og skulder-armsegmentet, og \angle_h er håndleddsvinkelen (basert på Penner, 2003).

Resultater fra modelleringsstudier

Jorgensen (1994) og Reyes & Mittendorf (1999) undersøkte effekten på køllehodehastighet av å øke størrelsen på momentet proksimalt på skulder-armsegmentet (T_o). Jorgensen (1994) fant at fem prosent økning i T_o gav 1,7 prosent økt køllehodehastighet (29 % av endring i T_o), mens Reyes & Mittendorf (1999) fant at 29 prosent økning i T_o gav 8,5 prosent økt køllehodehastighet (34 % av endring i T_o).

Jorgensen (1994) undersøkte også effekten av et konstant aktivt håndleddsmoment (T_h) i nedsvingen for sin modell, og fant at dette gav lavere køllehodehastighet i impact enn ved passivt T_h . Et positivt T_h i begynnelsen av nedsvingen gir en tidligere reduksjon i vinkelen mellom skulder-armsegmentet og golfkøllen (\angle_h), som fører til økt treghetsmomentet om skulder-armsegmentets proksimale ende og dermed lavere hastighet for skulder-armsegmentet (Milburn, 1982). Jorgensen (1994) fant at et negativt T_h først 100 ms av nedsvingstiden for hans modell gav 5,4 prosent høyere køllehodehastighet om baksvinglengden var 173,6 grader, og 2,9 prosent høyere hastighet om baksvinglengden var 165,8 grader. Sprikende resultater over effekten av ulik størrelse for T_h på køllehodehastighet skyldes at effekten i stor grad påvirkes av parametrene som er satt for modellen og timingen for T_h (Betzler et al., 2008).

2.3.3 Antropometri og kølleparametre

Med antropometri og kølleparametre menes de fysiske karakteristikkene til kroppssegmenter og golfkøllen; lengde, masse, massefordeling og stivhet. Et segments akselerasjon vil ved siden av momentet også påvirkes av segmentets treghetsmoment (Ligning 2b). Et segments treghetsmoment bestemmes av

$$I = m * r^2 \quad (2c)$$

der I er treghetsmomentet, m er massen til segmentet og r er avstanden fra rotasjonsaksen til segmentets massemidtpunkt. Rotasjonsaksen til overarmen, underarmen og håndleddet ligger i den proksimale enden av kroppssegmentet. Treghetsmomentet blir større for økt segmentlengde, mer distal massefordeling eller økt segmentmasse. Banehastigheten til et roterende segment gis ved

$$v = \omega * r \quad (2d)$$

der v er banehastighet, ω er vinkelhastighet og r er avstanden fra rotasjonssentrum. Om vinkelhastigheten er konstant vil en økning i segmentlengde på for eksempel fem prosent gi samme økning i lineær hastighet (Ligning 2d). Treghetsmomentet vil imidlertid øke med kvadraten av endringen i radiusen fra massemidtpunktet til rotasjonssentrum (Ligning 2c). Banehastigheten vil derfor bli mindre med økende radius dersom momentet er konstant. En person med lengre segmenter vil normalt ha større indre vektarm for muskelscenefestet (Åstrand et al. 2003) slik at momentet vil øke for samme kraftutvikling i muskulaturen som krysser leddet.

2.3.2.1 Empiriske studier

Antropometri

Det som normalt oppgis i litteraturen av antropometriske parametre for golfspillere er gjennomsnittsverdier og standardavvik for vekt og høyde. Enkelte studier oppgir også korrelasjonskoeffisienten mellom køllehodehastighet og vekt (Hellström, 2002 - $r=0,51$, Wiren, 1968 - $r=0,23$ og Yoon et al., 1998 - $r=0,22$) og høyde (Wiren, 1968 - $r=0,18$, Yoon et al., 1998 - $r=0,51$).

Dorado, Moysi Vicente & Serrano (2002) sammenlignet kroppssegmentparameter mellom 15 mannlige profesjonelle golfspillere og 18 matchede sedate menn. Den eneste forskjellen mellom gruppene var at golfspillerne hadde ni prosent større muskelmasse i høyre arm i forhold til venstre arm, mens normalen anslås å være rundt 4- 5 prosent differanse (Dorado et al., 2002). Yoon et al. (1998) målte armlengde og køllehodehastighet blant 40 mannlige golfspillere med handicap lavere enn tre som slo med samme driver. Han fant en positiv korrelasjon på 0,45 mellom armlengde og køllehodehastighet. Også Wiren (1968) sammenlignet armlengde og slaglengde og fant en korrelasjon på 0,30. Yoon et al. (1998) målte også skulderbredde, og fant at korrelasjonen med slaglengde var 0,20.

Gjennomgående positive korrelasjoner mellom antropometriske parameter og køllehodehastighet tyder på at spillere med større kroppsdimensjoner har en fordel i forhold til oppnåelsen av høy køllehodehastighet.

Kølleparametre

Golfkøllens fysiske parametre har vært gjenstand for mye forskning (Penner, 2003). Et lengre skaft gir økt radius fra køllehodet til håndleddet, og gir derfor høyere køllehodehastighet for en gitt rotasjonshastighet i håndleddet. Imidlertid vil et lengre skaft også øke golfkøllens treghetsmoment, og dermed gi lavere vinkelhastighet så lenge leddmomentet er konstant (Ligning 2b). Daish (sitert i Penner, 2003) undersøkte effekten på køllehodehastighet av å variere køllehodevekten fra 100 til 350 gram. Det ble funnet at køllehodehastigheten for alle forsøkspersonene sank med økende køllehodemasse^{-0,19}. Denne tendensen vil være den samme for alle golfspillere, men forholdet mellom køllehodemasse og køllehodehastighet vil kunne påvirkes blant annet av fibertypesammensetning og indre vektarmer (Åstrand et al., 2003). Ved bruk av Penners (2003) formel for overføring av bevegelsesenergi mellom køllehode og golfball ville forsøkspersonene i Daish (1972) sin studie oppnådd høyest ballhastighet med en

køllehodemasse på 200 gram. Fordi økt køllehodemasse gir større overføring av hastighet til golfballen for en gitt køllehodehastighet, men lavere maksimal køllehodehastighet, gir endring i køllehodets masse rundt 200 gram liten effekt på køllehodehastighet.

Spredningen for treffpunktet for ballen på køllehodet har en tendens til å øke med økende skaftlengde (Cochran & Stobbs, 1968), noe som gir lavere kraftoverføring fra køllehodet til golfballen (Iwatsubo et al., 2002). Spillerens svingteknikk vil påvirke optimal skaftlengde (Wallace, Otto & Nevill, 2007). Skaftets stivhet har trolig også påvirkning på køllehodehastigheten. Worobets & Stefanyshyn (2007) utstyrte golfspillere med køller med ulik skaftstivhet og fant at skaftstivheten kunne påvirke køllehodehastigheten med opp mot 2,4 prosent for den enkelte spiller.

2.3.3.2 Modelleringsstudier

Jeg fant ingen modelleringsstudier som undersøker effekten på køllehodehastighet av ulike antropometriske parametre for golfspilleren. Reyes & Mittendorf (1999) undersøkte effekten på køllehodehastighet av å endre skaftlengde og køllehodevekt. De brukte en dobbel pendel modell som representerte svingkinematikken til en mannlig golfspiller som konkurrerte i å slå ballen langt (long-driving). Modellen hadde et moment i skulder-armsegmentets proksimale ende (T_o) på 95,0 Nm og en lateral kraft mot målet for skulder-armsegmentets proksimale ende på 89 N. Vinkelen mellom en skulder-armsegmentet og vertikal linje (\angle_o) var 180 grader og håndleddsvinkelen (\angle_h) var 90 grader. Skaftets lengde var 1,29 meter (51 tommer), golfkøllens totalvekt var 333 gram og køllehodevekten var 191 gram. En økning i køllehodehastighet på 8,5 prosent ble funnet ved å redusere hodevekten fra 191- til 170 gram. Økningen i køllehodehastighet vil ved bruk av Penners (2003) ligning for overføring av bevegelsesenergi (Ligning 2a) gi en økning i ballens utgangshastighet på 5,6 prosent.

Reyes & Mittendorf (1999) undersøkte også effekten av å øke skaftlengden fra 1,29- til 1,40 meter (55 tommer) og fra 1,29- til 1,52 meter (60 tommer). Økningen i skaftlengden gav økt køllehodehastighet på henholdsvis 1,5- og 3,1 prosent. Det ble imidlertid ikke lagt til økt skaftvekt med økningen i skaftlengde, så effekten av å økningen i skaftlengde er trolig noe overestimert. MacKenzie (2005) modellerte effekten av ulik skaftstivhet på køllehodehastighet. Han fant i motsetning til empiriske studier (Worobets & Stefanyshyn, 2007) at skaftstivhet ikke påvirker køllehodehastighet.

2.3.4 Bevegelsesutslag

Med bevegelsesutslag menes graden av leddbevegelse i golfsvingen. Bevegelsesutslaget påvirker strekningen eller tiden en kraft virker på et segment. Vi har allerede vært innom momentstørrelse, antropometri og kølleparametre som bestemmer den øyeblikkelige akselerasjonen til et segment (Ligning 2b). Et segments endring i vinkelhastighet bestemmes av

$$\Delta\omega = \alpha * \Delta T \quad (2e)$$

der $\Delta\omega$ er endring i segmentets vinkelhastighet, α er segmentets vinkelakselerasjon og ΔT er tiden akselerasjonen virker over. Fordi posisjonen i impact er relativt gitt, vil bevegelsesutslaget på toppen av baksvingen ha stor betydning for tiden (ΔT) kroppens ulike segmenter kan akselereres frem til impact.

Bestemmende faktorer for maksimalt bevegelsesutslag

Med bevegelse menes en persons evne til å oppnå store bevegelsesutslag (Alter, 2004). De vanligste begrensende faktorene for bevegelse er tøyeligheten til muskelvev og bindevev, samt leddkongruitet (Alter, 2004). På toppen av baksvingen kan også grepstrykket og plasseringen av grepet i fingrene kunne påvirke den maksimale håndleddsvinkelen (\angle_h) på toppen av baksvingen (Cochran & Stobbs, 1968). Bløtdelskontakt mellom venstre overarm og venstre brystmuskulatur vil kunne påvirke maksimale horisontal adduksjon for venstre skulder på toppen av baksvingen. Evnen til å rotere overkroppen i forhold til hoftene kan trolig påvirkes av evnen til å stabilisere hoften, grad av anterior tilt i hoften, og overdreven kyfose eller lordose (Montgomery, 2008). For golfspillere vil rotasjonen til høyre fot om benets longitudinelle akse (flair), og avstanden mellom føttene (bredden på oppstillingen) kunne påvirke maksimale hofterotasjon i baksvingen. Økt hastigheten på baksvingen vil kunne øke draget på muskel- og bindevev som forlenges mot toppen av baksvingen og vil dermed gi mulighet for økt bevegelsesutslag. Profesjonelle golfspillere har i snitt en raskere baksving enn amatører (McTeigue et al., 1994; Zheng et al., 2008), men det er usikkert om hensikten bak en raskere baksving er å maksimere bevegelsesutslaget.

2.3.4.1 Empiriske studier

Når elitegolfspillere øker slaglengden fra pitcher opp mot fulle driver økes lengden på baksvingen gradvis (Egret, Vincent, Weber, Dujardin & Chollet, 2003; Tinmark,

2006a). En lang baksving har blitt assosiert som et kjennetegn blant golfspillere som slår langt. Wiren (1968) fant en korrelasjon mellom skaftets posisjon på toppen av baksvingen og slaglengde på 0,72. En av de mest langtstående spillerne på PGA-touren gjennom tidene, John Daly, er kjent for sin ekstremt lange baksving.

Det kan tenkes at det ikke bare er skaftets vinkel på toppen av baksvingen som er avgjørende for køllehodehastigheten, men også de ulike kroppssegmentenes bidrag til det totale bevegelsesutslaget. Maksimering av separasjonen mellom hofterotasjon og overkropprotasjon på toppen av baksvingen (X-faktor) ble foreslått av den anerkjente golf treneren Jim McLean (sitert i Hume et al., 2005) som spesielt viktig for å slå langt. Studien til Myers et al. (2008) fant støtte til denne påstanden gjennom en positiv korrelasjon ($r=0,55$) mellom X-faktor og ballhastighet blant 100 mannlige golfspillere på ulikt ferdighetsnivå. Påstanden støttes også av studien til Zheng et al. (2008) som fant større X-faktor blant spillere med lavere handikap ($p<0,01$). Studien til McTeigue et al. (1994) fant imidlertid ingen forskjell i X-faktor mellom 51 mannlige tourspillere (32°) og 34 mannlige amatører (34°). Heller ikke Cheetham, Martin, Mottram & St. Laurent (2000) fant en forskjell i X-faktor mellom profesjonelle golfspillere (48°) og amatører (44°).

Zheng et al. (2008) undersøkte forskjeller i bevegelsesutslag på toppen av baksvingen for en rekke leddbevegelser blant 72 mannlige golfspillere som ble delt inn i fire like store grupper ut i fra handikap. Det ble funnet at spillere med lavere handikap hadde større bevegelsesutslag for X-faktor, horisontal adduksjon for venstre skulder samt utoverrotasjon av høyre skulder. Gruppene med høyere handikap hadde imidlertid større bevegelsesutslag for skulderfleksjon, albuefleksjon og håndleddfleksjon på toppen av baksvingen. Lindsay & Horton (2002) sammenlignet bevegelighet for ryggspylen mot maksimale bevegelsesutslag i svingen hos mannlige profesjonelle golfspillere. Deres resultater tyder på at profesjonelle golfspillere tar ut nært maksimalt bevegelsesutslag i svingen for rotasjon av ryggspylen mot høyre. Sell, Tsai, Smoliga, Myers & Lephart (2007) undersøkte forskjeller i bevegelighet mellom tre grupper golfspillere på ulikt ferdighetsnivå, og fant at spillere med lavere handikap hadde større bevegelighet på en rekke bevegelighetstester sammenlignet med spillere med høyere handikap. Om differansene i bevegelsesutslag mellom gruppene i studien til Zheng et al. (2008) skyldes forskjeller i ferdighetsnivå eller forskjeller i bevegelighet er usikkert. Gjennomsnittsalderen for gruppene i studien til Zheng et al. (2008) var på henholdsvis 31,6-, 36,0-, 44,9- og 48,2 år med økende handikap. Det er derfor trolig at gruppene kan

ha hatt ulik bevegelighet da bevegelighet har en tendens til å gå ned med økende alder (Alter, 2004). At bevegelsesutslag i baksvingen har en tendens til å gå ned med økende alder støttes av flere studier. McTeigue et al. (1994) gjorde en 3-D analyse av golfsvingen til 51 mannlige tourspillere og 46 mannlige seniortourspillere. Tourspillernes hofterotasjon på toppen av baksvingen var 55 grader, mens seniortourspillernes hofterotasjon var 49 grader. Tilsvarende var overkropprotasjon 87 grader for tourspillerne og 78 grader for seniortourspillerne. Også Mitchell, Banks, Morgan & Sugaya (2003) fant at bevegelsesutslaget i svingen og køllehodehastigheten har en klar tendens til å gå ned med økende alder. Thompson (2002) fant at bevegeligheten i rotasjon av ryggspylen mot høyre viste en positiv korrelasjon ($r=0,43$) med køllehodehastighet i en gruppe mannlige amatør med gjennomsnittsalder på 65 år.

Det finnes generelt lite litteratur rundt svingkinematikken til kvinnelige elitegolfere, men det ser ut som om kvinner har en tendens til å rotere hofter og overkropp mer enn menn (Lemak, Fleisig, Welch, Marting & Zvijac, 1994; Egret et al., 2006). Lemak et al. (1994) målte bevegelsesutslaget under fullsving hos åtte kvinnelige tourspillere (gjennomsnittsalder 29 år). De målte bevegelsesutslag for driver, 5er jern og pitchingwedge, men oppgir kun gjennomsnittsverdier for alle tre golfkøllene samlet. På toppen av baksvingen var overkropprotasjonen 105 grader og skaftets vinkel på toppen av baksvingen ($\angle_o + \angle_h$) var 276 grader. Egret et al. (2006) undersøkte forskjeller i svingkinematikk mellom syv mannlige og fem kvinnelige golfspillere med alder på henholdsvis 23 og 20 år og handicap på henholdsvis 6,6 og 6,1. De fant en signifikant kjønnsforskjell i både hofterotasjon og overkropprotasjonen på toppen av baksvingen ($p < 0,05$). Hofterotasjonen på toppen av baksvingen var for de mannlige og kvinnelige forsøkspersonene på henholdsvis 37,9- og 63,9 grader. Tilsvarende bevegelsesutslag for overkropprotasjonen var henholdsvis 84,1- og 109,4 grader for menn og kvinner. X-faktor var tilnærmet lik for mennene og kvinnene i studien til Egret et al. (2006) (henholdsvis 45,5- og 46,2°) så differansen i overkropprotasjon (25,3°) skyldes differansen i hofterotasjon (26,0°).

Kvinner har i gjennomsnitt større evne til å oppnå store bevegelsesutslag enn menn, spesielt for hoftelddet (Alter, 2004). Muligens kan forskjell i bevegelighet forklare kjønnsforskjellen i bevegelsesutslag for hofterotasjonen som ble funnet i studien til Egret et al. (2006).

Treningsstudier

Jones (1999) undersøkte effekten av bevegelsestrening på køllehodehastighet blant 16 mannlige amatører med gjennomsnittsalder på 58 år. Effekten av 45 minutter bevegelsestrening, tre ganger/uke over åtte uker var en 7,2 prosent økning i køllehodehastighet. Dessverre registrerte ikke studien endringer i svingkinematikk. Endringer i svingkinematikk ble imidlertid analysert i studien til Lepart et al. (2007) som innebar åtte uker kombinert styrke- og bevegelsestrening for 15 mannlige golfspillere (gjennomsnittsalder 47 år). Treningen gav signifikante økninger i alle bevegelsestester for hofterledd, ryggstøyle og skulderledd, samt økt resultat på en rekke av styrketestene. De svingkinematiske analysene viste en gjennomsnittlig reduksjon i global hofterotasjon på toppen av baksvingen på 13,4 prosent (fra 56,1- til 49,4 grader) og en økning i X-faktor på 6,8 prosent (fra 49,8- til 53,5 grader). Det ble også registrert endringer i segmentrotasjonshastighet ved 2/3 av nedsvingstiden. Hofterotasjonshastigheten viste ingen signifikant endring (fra 384,6°/s til 396,0°/s). Uendret hofterotasjonshastighet til tross for lavere bevegelsesutslag kan muligens skyldes økningen i benstyrke med tilhørende økning i akselerasjonsstørrelse. X-faktor hastigheten økte med 14 prosent (fra 203,6°/s til 236,7°/s). Denne hastighetsøkningen kan skyldes økt arbeidsvei, økte moment eller en kombinasjon.

2.3.4.2 Modelleringsstudier

Reyes & Mittendorf (1999) undersøkte effekten av å øke lengden på baksvingen gjennom matematisk modellering. De fant at en økning av bevegelsesutslaget for skulder-armsegmentet (\angle_o) fra 180 til 190 grader gav 3,1 prosent økt køllehodehastighet. Økning av håndleddsvinkelen (\angle_h) fra 90 til 100 grader gav 1,5 prosent økt køllehodehastighet. Samme økning av både \angle_o og \angle_h gav 5,4 prosent økt køllehodehastighet. Jorgensen (1994) fant med sin modell at en økning i \angle_o fra 165,8 til 185,8 grader gav en økning i køllehodehastighet på 2,6 prosent.

Arbeidslengden kan også økes til en viss grad ved å plassere ballen nærmere målet i oppstillingen. Pickering & Vickers (1999) fant gjennom modellering at køllehodehastigheten var 1,3– 1,6 prosent høyere om ballen ble plasseres 0,226– 0,249 meter foran midtpunktet mellom føttene langs slagretningen vs. plassering foran midtpunktet mellom føttene.

2.3.5 Timing

Med timing menes det temporale forholdet mellom segmenters bevegelse. Hvordan aktivisering av proksimale segment før distale segment kan øke størrelsen på det aktive leddmomentet gjennom stretch-shortening cycle er beskrevet i kapittel 2.3.2. Timing påvirker også overføring av kinetisk energi gjennom passive leddkrefter og treghetsmoment.

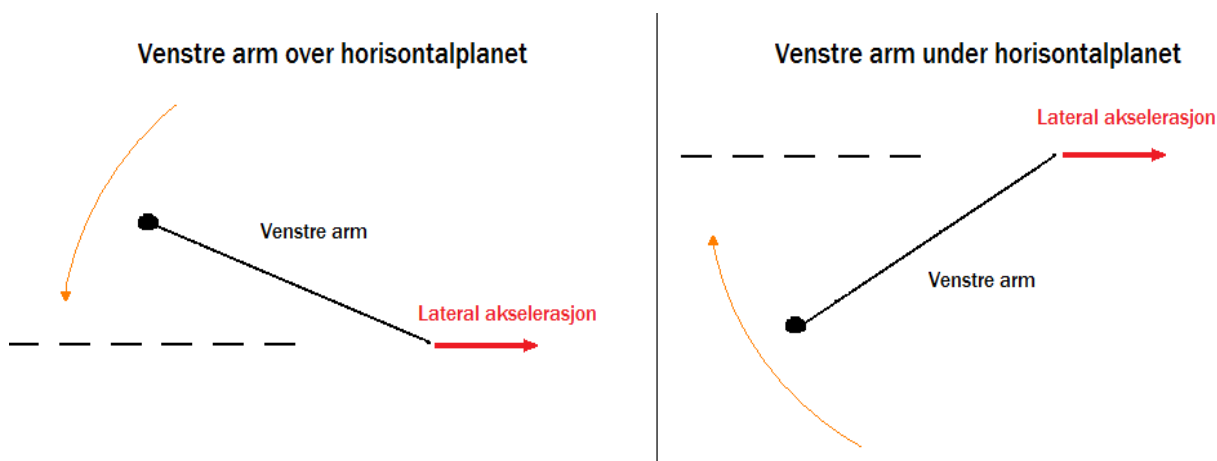
Proksimalt til distalt sekvensmønster

Når målet er å skape stor hastighet i den distale enden av et endeselement oppnår kroppens ulike segmenter maksimal hastighet i en bestemt rekkefølge, ofte kalt et proksimalt til distalt sekvensmønster (Putnam, 1993). Dette sekvensmønsteret finner man for eksempel ved overarmskast (van den Tillaar & Ettema, 2004), kulestøt (Zatsiorsky, Lanka & Shalmanov, 1981) eller tennisserve (Gordon & Dapena, 2006). Bevegelsen starter hos det mest proksimale segmentet og videreføres til mer distale segmentet slik at hvert segment starter sin bevegelse i forhold til det proksimale segmentet idet det proksimale segmentet når sin maksimale hastighet (Putnam, 1993). På denne måten overføres kinetisk energi fra proksimale til distale segment, og segmenthastigheten til hvert enkelt segment i den kinetiske kjeden summeres til hastigheten for det mest distale segmentet. Normalt vil proksimale segment deakselerere idet mer distale segmentet akselereres. Denne deakselerasjonen skyldes ikke nødvendigvis et negativt moment i den proksimale enden av proksimale segmentet. Ofte skyldes deakselerasjonen reaksjonskraften fra akselererende distale segment (Putnam, 1993).

Håndleddsvinkel påvirker det samlede treghetsmomentet til skulder-arm segmentet og golfkøllen. For å oppnå maksimal hastighet på den distale enden av skulder-arm segmentet (hånden) for et gitt moment i skulder-armsegmentets proksimale ende (T_o) bør håndleddsvinkelen (\angle_h) være så liten som mulig.

Timing for lineær forflytning

En lineær akselerasjon av et segments proksimale ende vil alltid skape et rotasjonsmoment så lenge kraften ikke virker direkte mot eller fra segmentets massemidtpunkt. Dette gjør at en lateral akselerasjon mot målet av skulderarmsegmentets proksimale ende i nedsvingen vil øke størrelsen på T_o dersom venstre arm er over horisontalplanet, mens tilsvarende akselerasjon vil redusere T_o dersom venstre arm er under horisontalplanet (Figur 2.4). På tilsvarende vis vil bremsing av hendenes lineære hastighet mot målet i siste del av nedsvingen eller en lineær akselerasjon av håndleddet oppover i siste del av nedsvingen gi større håndleddsmoment (T_h).



Figur 2.4: Rotasjonsmoment av en lateral akselerasjon av den proksimale enden til venstre arm.

2.3.5.1 Empiriske studier

T. Kinkaid skrev så tidlig som i 1687 at golfspillere svinger med et proksimalt til distalt sekvensmønster (sitert i Zatsiorsky, 2002). Senere empiriske studier på elitespillere støtter denne observasjonen. McTeigue et al. (1994) var en av de første som gjorde 3-D analyse av golfsvingen. I hans samling av 51 mannlige tourspillere og 46 mannlige seniortourspillere fant han at 70 prosent startet nedsving ved å rotere hoftene før overkroppen. At elitespiller starter nedsvingen med hoftene før skuldrene har senere fått støtte av blant annet Burden et al., (1998) og Cheetham et al. (2008). Cheetham et al. (2008) undersøkte også forskjeller mellom 19 mannlige amatører og 19 profesjonelle golfspillere i timing av maksimal hastighet for hofterotasjon, overkropprotasjon, håndhastighet og håndleddsvinkel. De fant at proffenes segmenter nådde maksimal rotasjonshastighet i følgende rekkefølge; hofte, overkropp, hånd, håndledd. Tilsvarende

sekvens for amatørerne var; hofta, hånd, overkropp, håndledd. De fant imidlertid ingen signifikant forskjell i tid før impact der maksimal hastighet oppsto for de ulike segmentene. Dette kan skyldes at Cheatham et al. (2008) oppga tid for maksimal hastighet som absolutt tid før impact. Amatorer er kjent for å bruke lengre tid på nedsvingen enn profesjonelle golfspillere (f.eks. McTeigue et al., 1994). Muligens hadde Cheatham et al. (2008) funnet signifikante forskjeller i timing om tid for maksimal hastighet hadde blitt oppgitt som prosent av nedsvingtid. Zheng et al. (2008) undersøkte differanser i timing av maksimale segmenthastigheter mellom amatører og profesjonelle golfspillere ved bruk av prosent av nedsvingtid. De profesjonelle spillerne nådde maksimal hastighet for overkropprotasjon tidligere i nedsvingen sammenlignet med amatørerne, mens maksimal hastighet for venstre håndleddsvinkelen oppsto senere i nedsvingen sammenlignet med amatørerne. Tinmark (2006b) sammenlignet tiden for maksimal segmenthastigheter mellom en mannlig amatør og en mannlig long-driver. Han fant at long-driveren oppnådde maksimal hastighet for hofterotasjon og overkropprotasjon tidligere enn amatøren. En tidlig oppnåelse av maksimal hastighet for proksimale segment gir lengre tid tilgjengelig for oppnåelse av hastighet for mer distale segment.

Konservering av håndleddsvinkelen så sent som mulig i nedsvingen har lenge vært kjent som en typisk karakteristikk blant golfspillere som slår langt. Wiren (1968) sammenlignet slagende med en rekke kinematiske variabler blant 14 mannlige golfspillere. Korrelasjonskoeffisienten mellom køllehodehastighet og posisjonen til venstre arm idet håndleddsvinkelen (\angle_h) understeg 90 grader var 0,52. Robinson (1994) gjorde en lignende studie blant 20 amatører og 10 profesjonelle golfspillere, og fant at korrelasjonskoeffisient mellom køllehodehastighet og \angle_h da venstre underarm var parallell med bakken var 0,60. Viktigheten av å utsette håndleddsutretningen støttes også av McLaughlin & Best (1994) som fant signifikant forskjell ($p < 0,001$) i håndleddsvinkelen midt i nedsvingen mellom tre grupper golfspillere inndelt etter handikap.

En oppsummering av elektromyografiske undersøkelser (McHardy & Pollard, 2005) tyder på proksimal til distal muskelaktivering. I følge McHardy & Pollard (2005) karakteriseres den tidlige akselerasjonsfasen av nedsvingen av stor aktivitet i hoftemuskulaturen for å rotere hoften tilbake mot målet, mens musklene rundt skulderleddet aktiveres senere i nedsvingen.

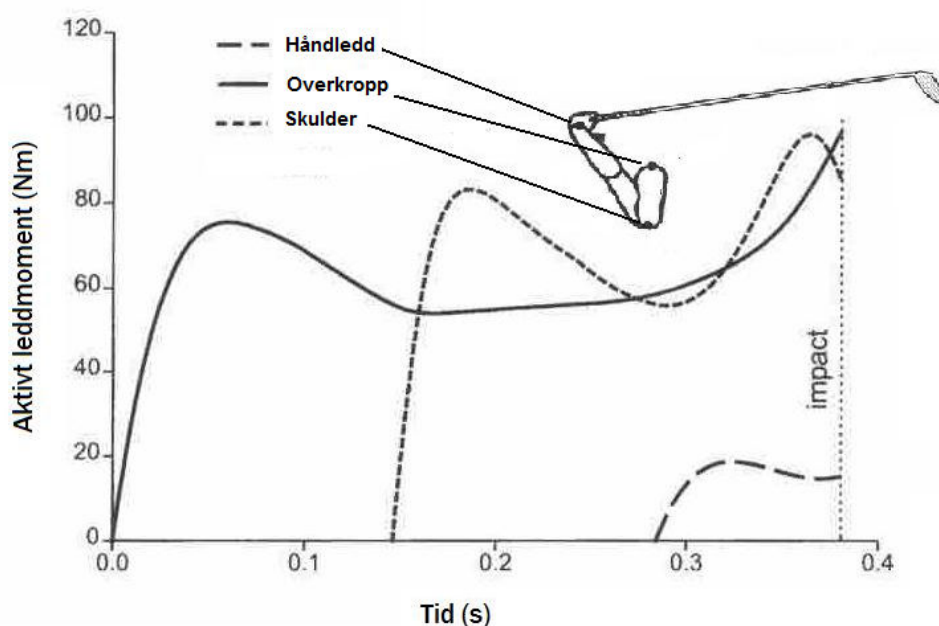
Timing for lineær forflytning

I følge Cochran & Stobbs (1968) burde skulder-armsegmentets proksimale ende holdes mest mulig i ro i nedsvingen når målet er å skape høyest mulig køllehodehastighet. De anså at enhver forflytning av rotasjonssentrum er sløsing med energi som kunne blitt brukt til å akselerere køllehodet. Senere studier har imidlertid avdekket at elitespillere har en tendens til å forflytte rotasjonssentrum etter bestemte mønstre under driven. Sanders & Owens (1992) undersøkte forflytningen til rotasjonssentrum i svingen til elitespillere gjennom videoanalyse. De fant at elitespillerens sving ofte inneholdt en lateral forflytning mot målet i starten av nedsvingen og en vertikal forflytning oppover i siste del av nedsvingen. Også kinetiske studier støtter opp om en lateral forflytning mot målet i begynnelsen av nedsvingen etterfulgt av en vertikal akselerasjon i siste del av nedsvingen blant elitespillere (f.eks. Barrentine et al., 1994; Koenig et al., 1994; Okuda & Armstrong, 2002). På toppen av baksvingen er størstedelen av kroppsvekten på foten lengst vekk fra målet (Robinson, 1994; Okuda & Armstrong, 2002). Den laterale kraften som skyver spilleren tilbake mot målet starter noe før spilleren når toppen av baksvingen, øker gradvis og når sin topp rundt 100 ms før impact (Barrentine et al., 1994; Burden et al., 1998). Den vertikale kraften for benet nærmest målet øker gradvis i nedsvingen og når sin topp like før impact (Barrentine et al., 1994; Robinson, 1994). En nyere studie av Ball & Best (2006) identifiserte ved hjelp av klaseanalyse to forskjellige strategier for lateral vektforflytning blant golfspillere. Begge strategier innebar en jevn vektfordelig i oppstillingen, overføring av vekt til ben lengst unna målet på toppen av baksvingen og initiering av nedsvingen med vektforflytning tilbake mot målet. Den ene gruppen fortsatte vektforflytningen mot målet frem til impact, mens den andre gruppen reverserte vektforflytningen tilbake vekk fra målet rundt midten av nedsvingen.

2.3.5.2 Modelleringsstudier

Modelleringsstudier tyder også på at et proksimalt til distalt sekvensmønster er optimalt for å oppnå maksimal køllehodehastighet (f.eks. Jorgensen, 1994; Milburn, 1982; Sprigings & Neal, 2000; Sprigings & Mackensie, 2002). Viktigheten av timing understrekes av studien til Sprigings & Neals (2000) som fant at køllehodehastigheten i impact var 30,5 m/s om leddmomentet i overkropp, skulder og håndledd ble aktivert samtidig i starten av nedsvingen vs. 44,0 m/s med optimal temporal aktivering. En fordel med Sprigings & Neal (2000) sin modell var at leddmoment ble justert underveis i nedsvingen etter musklernes forkortningshastighet. En svakhet ved Sprigings & Neals

(2000) studie er at den ikke tar hensyn til eventuell bruk av stretch-shortening cycle. Optimal aktiveringstid for leddmomentet fra overkropp (T_o), skulder og håndledd (T_h) var henholdsvis 0 ms, 148 ms og 286 ms inn i nedsvingen som hadde en totaltid på 380 ms (Figur 2.5). Det bifasiske forløpet til momentet for overkroppen og skulderleddet skyldes reduksjonen i håndhastighet i siste del av nedsvingen som følge av utretningen i håndleddet. Optimal temporal aktivering ble også bestemt dersom håndleddsmomentet var null. Optimal aktiveringstid for overkropp og skulder ved passivt håndleddsmoment ble da på henholdsvis 0 ms og 80 ms inn i nedsvingen som nå varte i 344 ms.



Figur 2.5: Optimal timing for aktivering av truncus-, skulder- og håndleddsmoment (basert på Sprigings & Neal, 2000).

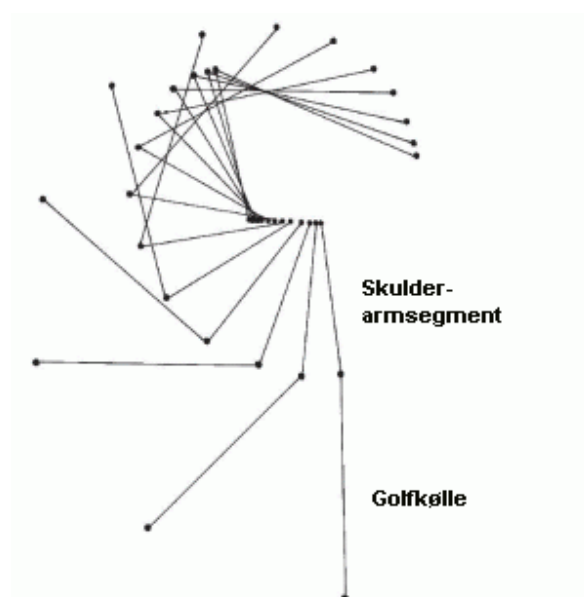
Lampsa (1975) undersøkte hvilken sekvens som er optimal dersom målet er å oppnå maksimal køllehodehastighet med minimalt muskelbidrag. Han fant at en gradvis økning i T_o og T_h var optimalt, og at modellen hans da lignet svingen til elitegolfspiller. Kaneko & Sato (2000) brukte en trippel-link modell og undersøkte optimal timing med samme kriterium som Lampsa (1975). De fant i likhet med Lampsa (1975) at T_o burde øke gradvis i nedsvingen, men at T_o burde falle til null 50 ms før impact. Også Suzuki, Hoshino & Kobayashi (2009) fant at T_o burde stige jevnt og falle til null i siste del av nedsvingen for å oppnå maksimal køllehodehastighet. En matematisk simulering av et baseballkast fant at maksimal ballhastighet ville oppstå om skuldermomentet snudde fra

positivt til negativt i siste del av kastet (Herring & Chapman, 1992). Effekten av et negativt moment i T_o på køllehodehastighet er så vidt jeg vet ikke blitt undersøkt.

Flere studier er også blitt gjort i forhold til temporal optimalisering av T_h . Det ser ut til at et negativt moment frem til midten av nedsvingen (Milburn, 1982; Jorgensen 1994), et positivt moment i siste del av nedsvingen (Cochran & Stobbs, 1968; Pickering & Vickers, 1999; Sprigings & Mackenzie, 2002) eller en kombinasjon av begge (Sprigings & Mackenzie, 2002; Nesbit, 2005) gir høyest køllehodehastighet. I følge Sprigings & Mackenzie (2002) bør momentet i T_h være negativt i 50 ms (fra 190-240 ms i nedsvingen) og positivt frem til impact for å oppnå maksimal køllehodehastighet. En liten feil i timing for T_h har relativt stor påvirkning på køllehodehastigheten. Sprigings & Neal (2000) fant at feil timing av T_h på 50 ms kunne føre til 4,6 prosent redusert køllehodehastighet.

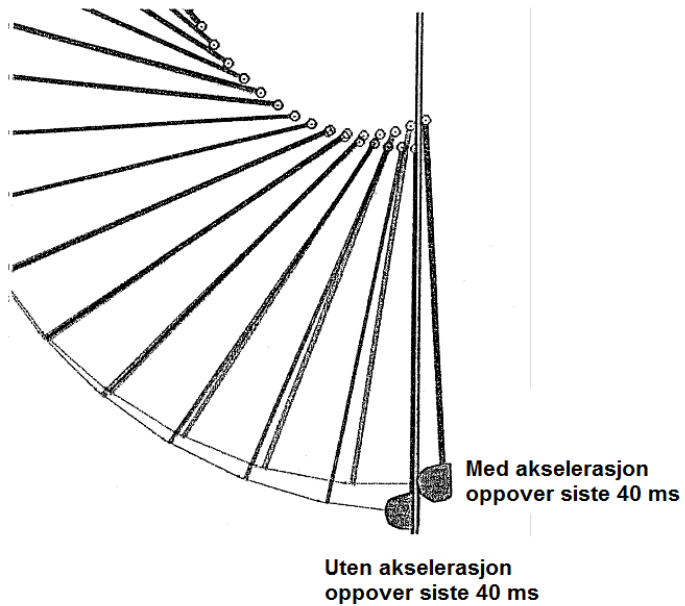
Timing for lineær forflytning

Jorgensen (1994) var den første som la til en lateral forflytning i sin modellering. Han la til en akselerasjon av skulder-armsegmentets proksimale ende mot målet i begynnelsen av nedsvingen etterfulgt av en deakselerasjon i siste del av nedsvingen (Figur 2.6). For Jorgensens modell ble det funnet at køllehodehastigheten var 8,8 prosent lavere uten lateral forflytning. Videre kalkulerte han at den laterale forflytningen sto for 16 prosent av energibidraget i sin modell.



Figur 2.6: Modellering med lateral akselerasjon av skulder-armsegmentets proksimale ende (basert på Jorgensen, 1994).

Miura (2001) undersøkte effekten av å legge til en akselerasjon av hendene oppover siste 40 ms før balltreff (Figur 2.7). Miura (2001) fant at tilleggingen av den vertikale akselerasjonen gav 7,1 prosent økt køllehodehastighet.



Figur 2.7: Modellering av bevegelsen til golfkøllen med og uten en akselerasjon oppover siste 40 ms før impact (basert på Miura, 2001).

3. Metode

Studien er en tverrsnittundersøkelse der forsøkspersonene møtte for testing ved én anledning med varighet på rundt to og en halv time. All testing ble gjennomført i laboratoriet for bevegelsesanalyse og i idrettshallen på Norges idrettshøgskole.

3.1 Forsøkspersoner

Studien inkluderer 33 mannlige og 10 kvinnelige golfspillere. Alder, høyde, vekt og handicap for de mannlige og kvinnelige forsøkspersonene er oppgitt i tabell 3.1. Alle forsøkspersonene hadde handicap bedre enn -3, var i alderen 15-37 år, svingte høyrehendt og hadde ingen kjente muskel- eller skjelettskader. En forsøksperson spilte på høyeste europeiske nivå for kvinner (LET) og tre forsøkspersoner spilte på neste høyeste europeiske nivå for herrer (Challengetouren). Spillerne representerer den norske golfeliten. Det lavere antallet kvinnelige forsøkspersoner skyldtes at færre kvinner oppfylte handicapkravet.

Tabell 3.1: Karakteristikk for forsøkspersonene (gj.snitt \pm std).

	Menn	Kvinner
Antall	33	10
Alder	22,2 \pm 6,5	21,7 \pm 6,4
Høyde (m)	1,85 \pm 0,07	1,72 \pm 0,06**
Vekt (kg)	78,7 \pm 10,6	63,6 \pm 6,7**
Handikap	+0,5 \pm 2,0	-0,9 \pm 1,8

*Signifikante kjønnsforskjeller er merket med** ($p < 0,01$)*

3.2 Utstyr

3.2.1 Utstyr for måling av svingkinematikk

Innsamling av 3-D data - ProReflex og Qtrac

Kinematisk data ble samlet inn ved hjelp av et 3D-kamerasystem bestående av åtte Pro Reflex MCU 240 kameraer (Qualisys Medical AB, Göteborg, Sverige). Kameraene sender ut infrarødt lys som blir reflektert fra markører festet på forsøkspersonen og driveren. En integrert videoprosessor beregner refleksmarkørens 2D-koordinater. Disse koordinatene overføres til en PC der Qtrac Capture beregner 3-D koordinaten ved hjelp av direkte lineær transformasjon (Abdel-Aziz & Karara, 1971). For å kunne beregne 3-D koordinatene til en markør må den på et gitt tidspunkt være synlig i minst 2 kameraer.

Kamerainnstillinger ble gjort i forhold til Qtrac Reference Manual (1998).

Opptaksfrekvensen var 240 Hz. Alle opptakene ble gjennomgått i Qtrac View. De ferdigsorterte opptakene ble eksportert som TSV-filer.

Beregning av kinematiske parametre - MatLab

TSV-filene ble importert til MatLab, et softwareprogram egnet for vektorregning og signalbehandling. En golfsvinganalyse software utviklet av Jon Karlsen i 2001 ble brukt for beregning av mesteparten av de kinematiske variablene. En del tilleggsberegninger ble også gjort med hjelp av Jon Karlsen.

Måling av køllehodehastighet - SwingMate

På grunn av den relativt lave samplingsfrekvensen for ProReflex kameraene sammenlignet med golfkøllens raske hastighetsendringer like før og under impact ble det isteden brukt et radarbasert målerapparat – Swingmate (Beltronics, LTD, Covington, USA) med samplingsfrekvens på 10 kHz for måling av køllehodehastighet.

Driveren

Køllehodet var av typen Ping G2 med egenvekt på 200 gram. Skaftet var av typen Grafalloy ProLaunch Blue Stiff med egenvekt på 56 gram og lengde på 114 cm (45 tommer) fra toppen av grepet til bakken målt langs grepets underside. Grepet var av typen Golf Pride Tour Velvet Midsize med egenvekt på 56 gram.

3.2.2 Utstyr for måling av fysiske parametre

Måling av eksplosiv styrke – Medisinball

For måling av eksplosiv styrke ble det brukt en 4 kg medisinball med dobbelt grep (Reebok dual grip, Canton, USA) (Figur 3.1).



Figur 3.1: Medisinballen som ble brukt i studien.

Måling av maksimalstyrke – Athletic Golfer og Jamar grepstrykkmåler

For måling av maksimalstyrke ble det brukt et spesialdesignet styrketestapparat ”Athletic Golfer” (AG) laget av Johnny Nilsson og John Hellström ved Gymnastick- och Idrottshögskolan i Stockholm (Figur 3.2). Vektmagasinet er festet via en kabel til en horisontal omdreiningssakse over forsøkspersonens hode. AG er utstyrt med en posisjonsmåler (Pasco Scientific cl-6538, Roseville, USA) som måler forlytningen til vektmagasinet med 200Hz. Maksimal isometrisk grepstrykk ble målt med en grepstrykkmåler (JAMAR, Sammons Preston Rolyan, Bolingbrook, USA).



Figur 3.2: Athletic Golfer (venstre) og Jamar grepstrykkmåler (høyre).

Måling av bevegelighet

Bevegelighet ble målt ved hjelp av et videokamera (Panasonic NV-GS120). Videoene ble lastet inn på en pc og bevegelsesutslaget ble målt i videoanalyseprogrammet V1Golf (www.v1golf.com).

3.3 Forsøksprosedyre

Forsøkspersonene leverte samtykkeerklæring ved oppmøte før igangsettingen av forsøksprosedyren (Tabell 3.2). Forsøkspersonene gjennomførte fem minutter oppvarming på ergometersykkel på selvvalgt belastning. Måling av kroppshøyde og armlengde ble gjort ved hjelp av ProReflex i anatomisk utgangsposisjon. Deretter ble det slått fem jernslag og fem driver der instruksjonene var å slå som i konkurranse. Neste oppgave var å slå fem driver der målet var å maksimere køllehodehastigheten. Videre

ble bevegelighet målt i sittende overkropprotasjon til høyre og innoverrotasjon av høyre hofte. I idrettshallen ble medisinballkastene gjort i rekkefølgen - stående kast, sittende kast og liggende kast. Tilbake i laboratoriet for bevegelsesanalyse ble målingene av maksimalstyrke i AG gjort i rekkefølgen - liggende armdrag, sittende rotasjon og stående rotasjon. Siste test var måling av maksimalt grepstrykk for begge hender.

Tabell 3.2: Tidsskjema for forsøksprosedyren.

	Varighet (min)	Akkumulert tid (min)
1. Markørplassering	10	10
2. Oppvarming ergometersyssel	5	15
3. Oppvarmingssvinger og konkurransedriver	15	30
4. Svinger for maksimal køllehodehastighet	5	35
5. Bevegelighetstester	25	60
6. Medisinballkast	30	90
7. Testing av maksimalstyrke	60	150

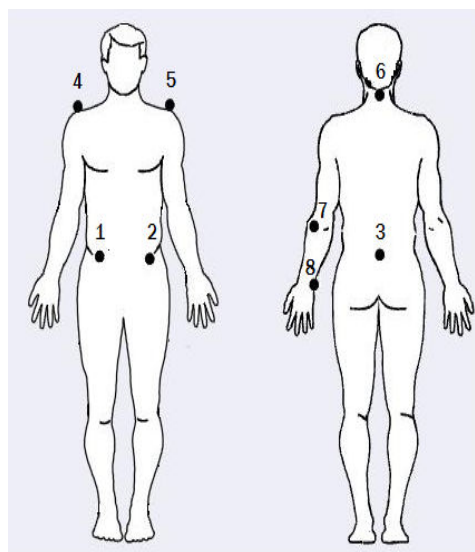
3.4 Måling av svingkinematikk

3.4.1 Markørplassering

Det ble festet åtte refleksive markørkuler (19 mm) på huden med tosidig teip over anatomiske landemerker og to refleksive teiper ble satt rundt skaftet på driveren (Tabell 3.3). Fordi hastighetsbidraget fra rotasjon om golfkøllens longitudinelle akse er lite (Nesbit, 2005) ble det ikke satt opp markører for måling av rotasjon rundt armens longitudinelle akse. Tidligere 3-D studier på golfsvingen har brukt lignende markøroppsett (Lephart et al., 2007; Myers et al., 2008).

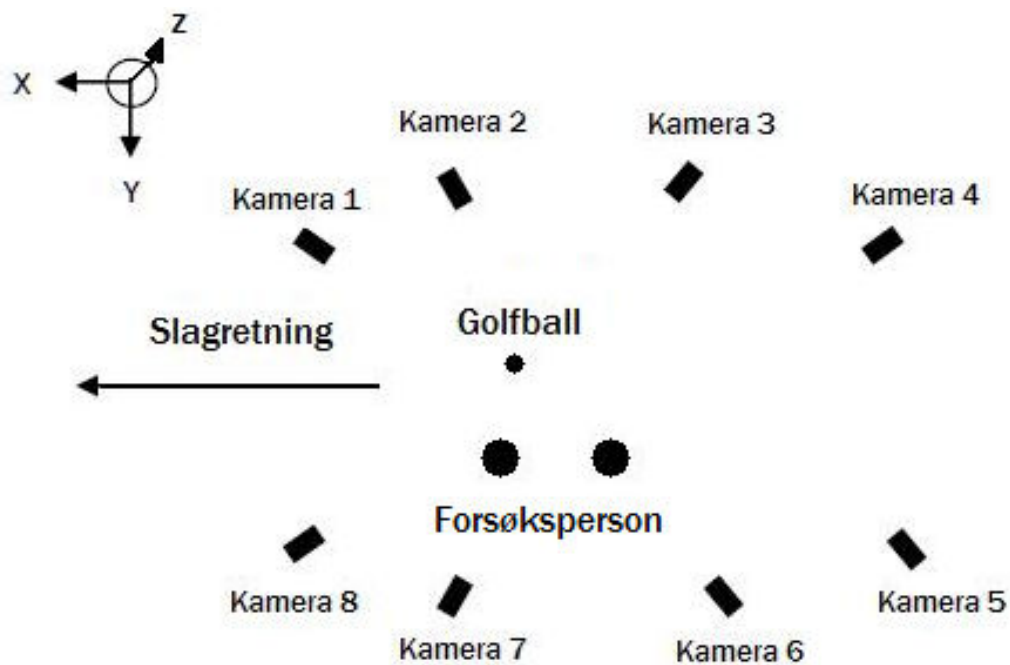
Tabell 3.3: Markørnavn og anatomisk plassering.

Markørnavn	Anatomisk plassering
1. h.hofte	Høyre anterior-superior iliac spine
2. v.hofte	Venstre anterior-superior iliac spine
3. L5	Femte lumbale ryggvirvel
4. h.skulder	En cm lateralt for acromion
5. v.skulder	En cm lateralt for acromion
6. C7	Syvende cervikale ryggvirvel
7. v.albue	Venstre epic. lateralis humeri
8. v.håndledd	Venstre proc. styloideus ulnae
9. skaft.oppe	0,30 m fra topp grep
10. skaft.nede	1,03 m fra topp grep



3.4.2 Kameraplassering og kalibrering

En rekke pilottester ble gjort for å optimalisere kameraplasseringen (Figur 3.3). Den markøren som var vanskeligst å fange med minst to kamera i nedsvingen var *h.hofte*. Før hver svingmåling ble kameraene kalibrert ved hjelp av stavmetoden som er beskrevet i produktmanualen til Qualysis. Maksimal godkjent gjennomsnittlig målefeil var 0,002 m.



Figur 3.3: Kameraplassering og globalt koordinatsystem.

3.4.3 Signalbehandling og beregninger av svingkinematikk

Signalbehandling

Alle opptakene ble gjennomgått i Qtrac View der fantommarkører ble fjernet, og de aktuelle markørene ble identifisert og navngitt. Små gap i bevegelsesbanen til enkelte markører ble interpolert ved hjelp av innebygget programvare. De ferdigsorterte opptakene ble eksportert som TSV-filer. For alle markører ble det brukt et tredje ordens Butterworth lavpass-filter med cutoff-frekvens på 11 Hz.

Beregninger av svingkinematikk

For det globale koordinatsystemet (Figur 3.3) refererte X-aksen til medial-lateral retning med positiv retning i slagretningen, Y-aksen refererte til anterior-posterior retning med positiv retning bakover sett for forsøkspersonen, og Z-aksen refererte til vertikal retning med positiv retning oppover. Bare kinematikken fra toppen av baksvingen til impact (nedsvingen) er inkludert i analysen. Toppen av baksvingen er definert som tidspunktet da markøren *skaft.nede* nådde minimal banehastighet. Impact ble definert som siste signal før *skaft.nedes* X-koordinat overstiger ballens posisjon langs X-aksen.

Hofterotasjon ble målt ved bruk av Eulervinkler for et lokalt koordinatsystem. Positiv retning for X-aksen er fra *h.hofte* til *v.hofte*. Positiv retning for Z-aksen er fra midtpunktet mellom *h.hofte* og *v.hofte* og midtpunktet mellom *h.skulder* og *v.skulder*. Y-aksen danner 90 grader vinkel med X-aksen og Z-aksen, og har positiv retning bakover sett for forsøkspersonen. Hofterotasjon er målt om Z-aksen med positiv retning for rotasjon mot høyre sett for forsøkspersonen.

Overkropprotasjon ble målt ved bruk av Eulervinkler for et lokalt koordinatsystem. Positiv retning for X-aksen er fra *h.skulder* til *v.skulder*. Positiv retning for Z-aksen er fra midtpunktet mellom *h.hofte* og *v.hofte* og midtpunktet mellom *h.skulder* og *v.skulder*. Y-aksen danner 90 grader vinkel med X-aksen og Z-aksen, og har positiv retning bakover sett for forsøkspersonen. Overkropprotasjon er målt om Z-aksen med positiv retning for rotasjon mot høyre sett for forsøkspersonen.

Skulderfleksjon for venstre arm ble målt som vinkelen mellom horisontalplanet og venstre arm (*v.skulder* til *v.hånd*).

Horisontal adduksjon for venstre arm ble målt som vinkelen mellom overkroppen (*h.skulder* til *v.skulder*) og venstre arm (*v.skulder* til *v.hånd*).

Håndleddsvinkel venstre hånd ble målt som vinkelen mellom venstre underarm (*v.albue* til *v.hånd*) og skaftet (*skaft.oppe* til *skaft.nede*).

Skaftvinkel ble beregnet som skaftets posisjon (*skaft.oppe* til *skaft.nede*) i frontalplanet (XZ-planet).

Ballplassering ble målt i frontalplanet som vinkelen mellom en vertikal linje og ballens posisjon i forhold til et kalkulert punkt midt mellom *h.skulder* og *v.skulder* i oppstillingen.

Total arbeidsvei ble målt som skaftvinkel ved toppen av baksvingen addert med ballplassering.

X-faktor ble målt som differansen mellom overkropprotasjon og skulderrotasjon på toppen av baksvingen.

X-faktor stretch ble målt som differansen mellom X-faktor ved maksimal hofterotasjon og maksimal X-faktor i nedsvingen.

Lag ble målt som vinkelen mellom venstre underarm (*v.albue* til *v.hånd*) og skaftet (*skaft.oppe* til *skaft.nede*) idet venstre underarm er horisontal i nedsvingen.

Maksimal hastighet for lateral forflytning C7 ble målt som C7s maksimale positive lineære hastighet langs X-aksen.

Armlengde ble målt som avstanden fra *v.skulder* til *v.hånd*.

3.4.4 Måling av køllehodehastighet

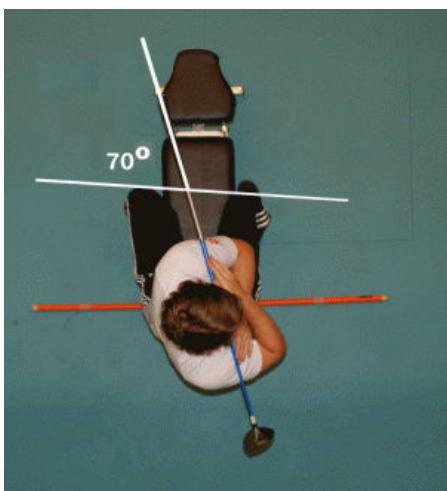
SwingMate ble plassert 1 meter bak ballen i slagretningen (X-aksen). Tilbakemelding på køllehodehastighet ble gitt etter hvert slag. Kun den svingen med høyest køllehodehastighet ble analysert for svingkinematikk.

3.5 Måling av fysiske parametre

3.5.1 Bevegelighet

Overkropprotasjon til høyre

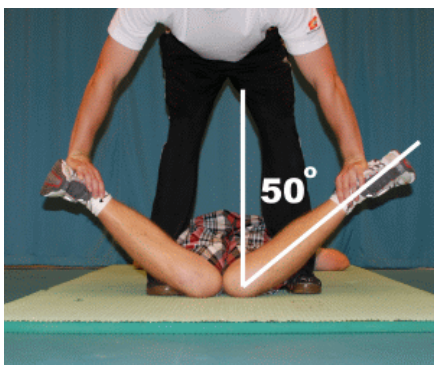
Utgangsposisjonen var sittende på en benk med skaftet på golfkøllen inntil begge skuldrene. Forsøkspersonen roterte deretter overkroppen så langt som mulig til høyre og holdt ytterposisjonen i to sekunder. Kamera ble holdt tre meter over forsøkspersonens hode. Testresultatet ble målt som vinkelen mellom golfkøllen og en linje fra høyre til venstre patella i horisontalplanet (Figur 3.4). Dette justerer for eventuell hofterotasjon.



Figur 3.4: Måling av bevegelighet for overkropprotasjon til høyre.

Innoverrotasjon av høyre hofte

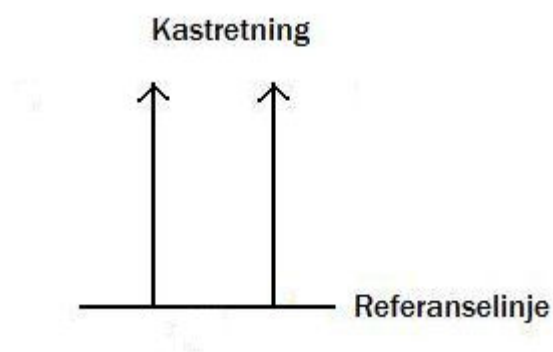
Utgangsposisjonen var liggende på gulvet med samlede ben og 90 graders fleksjon i kneleddet. Begge føtter ble rolig presset utover samtidig inntil forsøkspersonen sa stopp. Kamera var plassert tre meter unna langs forsøkspersonens longitudinelle akse (Figur 3.5). Testresultatet ble målt som vinkelen mellom høyre tibia og en vertikal linje.



Figur 3.5: Måling av bevegelighet for innoverrotasjon av høyre hofte.

3.5.2 Eksplosiv styrke

For måling av eksplosiv styrke ble det gjort tre ulike medisinballkast der målet var å kaste ballen så langt som mulig i luften. I hver kasttype ble det gjort 5- 10 kast avhengig av hvor raskt forsøkspersonen fant sin antatte maksimale kastlengde. Testresultatet ble målt som avstand langs kastretningen fra referanselinjen til landingspunktet for midten av ballen (Figur 3.6).



Figur 3.6: Måling av kastlengde for stående rotasjonskast ble gjort fra referanselinjen langs kastretningen.

Stående rotasjonskast

Kastet ble demonstrert som vist på figur 3.7. Medisinballen ble holdt i begge håndtakene (Figur 3.1). Føttene ble plassert parallelt med kastretningen med ytterkanten av venstre fot inntil en referanselinje (Figur 3.6). Dersom det ble tatt løpefart eller tråkket over referanselinjen ble kastet regnet som dødt.



Figur 3.7: Stående rotasjonskast.

Sittende rotasjonskast

Kastet ble demonstrert som vist på figur 3.8. Medisinballen ble holdt i begge håndtakene (Figur 3.1). Benken var plassert 90 grader på kastretningen. Benene var stroppet fast til benken proksimalt og distalt over femur.



Figur 3.8: Sittende rotasjonskast.

Liggende innkast

Kastet ble demonstrert som vist på figur 3.9. Grepet på dette kastet var om hver side av ballen uten bruk av håndtakene (som ved fotballinnkast). Benken var plassert parallelt med kastretningen. Hode og setet måtte være i kontakt med benken under hele kastet for at kastet skulle godkjennes. Testresultatet ble målt som avstanden langt kastretningen fra acromion.



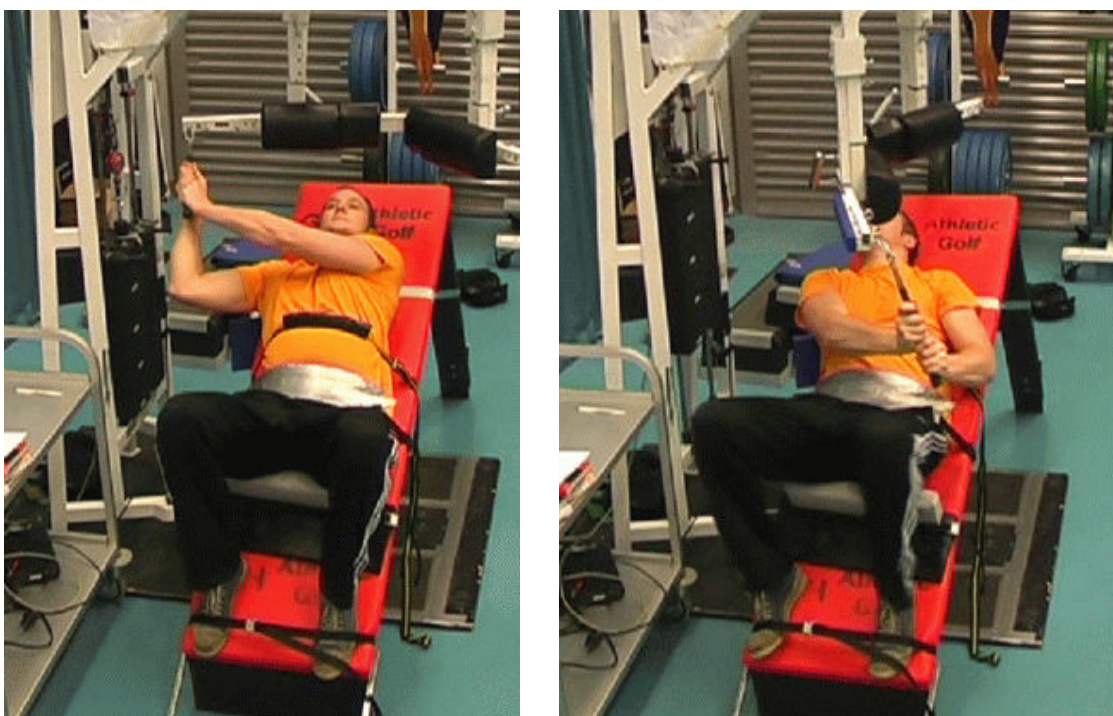
Figur 3.9: Liggende innkast.

3.5.3 Maksimal styrke

Det ble gjort tre ulike øvelser for testing av maksimalstyrke. For at et løft skulle være godkjent måtte vektmagasinet løftes minst 0,25 m. Startvekten i de ulike øvelsen var 12 kg. Vektene ble løftet med høyest mulig hastighet. Så lenge vektmagasinet ble løftet over 0,25 m uten problemer ble det lagt til 18 kg. Idet forsøkspersonen nærmet seg maksimal belastning ble vektøkningen justert etter skjønn. Maksimal belastning (1 repetisjon maksimum – 1RM) ble fastsatt når forsøkspersonen mislykkes med to etterfølgende forsøk fem kg. tyngre enn forrige godkjente løft.

1 RM for liggende armdrag i Athletic Golfer

Utførelsen ble demonstrert som vist på figur 3.10. Forsøkspersonen dro i et golfgrep som var festet til rotasjonsarmen til AG. Høyden på sittebenken ble justert slik at rotasjonsaksen til AG lå vertikalt over venstre skulder. Stropper ble festet stramt over føttene, hoften og brystet slik at forsøkspersonen var godt festet til benken.



Figur 3.10: Liggende armdrag i Athletic Golfer.

1 RM for sittende rotasjon i Athletic Golfer

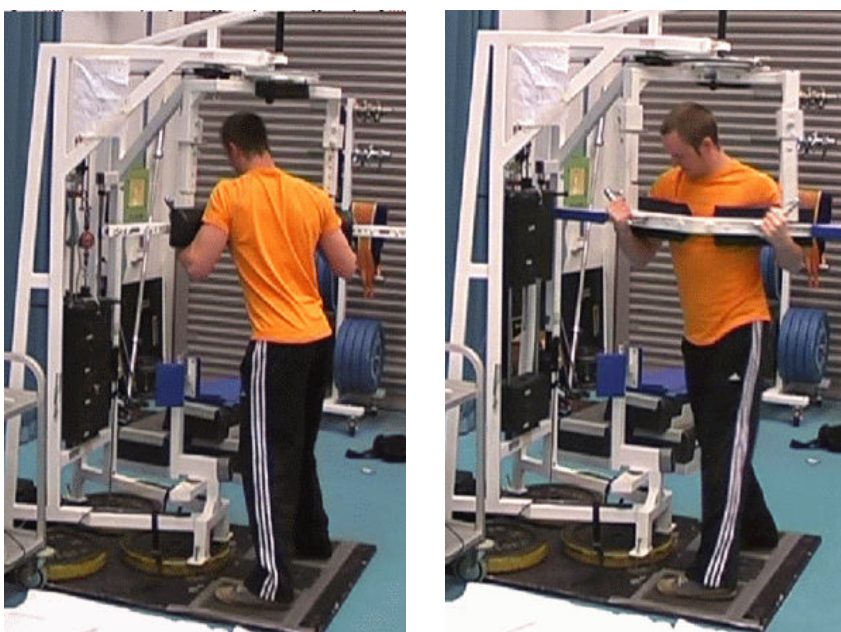
Utførelsen ble demonstrert som vist på figur 3.11. Høyden ble justert slik at rotasjonsarmen forsøkspersonene holdt i var like høy for hver enkelt. Stropper ble festet over begge føtter.



Figur 3.11: Sittende rotasjon i Athletic Golfer.

1 RM for stående rotasjon i Athletic Golfer

Utførelsen ble demonstrert som vist på figur 3.12. Høyden ble justert slik at rotasjonsarmen var like høy for hver enkelt.



Figur 3.12: Stående rotasjon i Athletic Golfer.

Maksimalt isometrisk grepstrykk

Utførelsen var fri så lenge grepstrykkmåleren ikke var i kontakt med annet enn hånden den ble holdt med (Figur 3.13). Det ble gitt tre forsøk på begge hender. Høyeste måling for hver hånd ble satt som testresultat.



Figur 3.13: Måling av isometrisk grepstrykk.

3.6 Statistikk

Microsoft Excel 2003 ble brukt til statistisk bearbeiding av resultatene. Resultater er presentert med gjennomsnitt (gj.snitt) og standardavvik (std). Kjønnforskjeller er undersøkt med toveis uavhengig t-test. For å avdekke sammenhenger blant de mannlige forsøkspersonene er det brukt Pearsons produkt-moment korrelasjon og lineær regresjon. Tilsvarende analyse ble ikke gjort for de kvinnelige forsøkspersonene på grunn av lavere antall forsøkspersoner.

Signifikansnivå 0,05 ble valgt for alle tester. Studien tester sammenhenger mellom mange variabler, og øker dermed sjansen for å gjøre type II feil. Valg av signifikansnivå kan likevel forsvares da konsekvensene av å akseptere en falsk hypotese er små.

3.7 Etiske vurderinger

Potensielle forsøkspersoner ble i forkant av studien kontaktet på telefon. interesserte mottok informasjonsskriv på e-post (Vedlegg A). Alle forsøkspersoner leverte informert samtykkeerklæring (Vedlegg B) ved oppmøte. Samtykkeerklæring fra personer under 18 år måtte også underskrives av foresatte. Da studien inneholder personlige opplysninger ble den innmeldt til Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste (Vedlegg D). All data ble behandlet anonymt. Etisk komité mottok søknad om godkjenning av forskningsprosjekt. Etisk komité anså prosjektet å være utenfor komiteens mandat (Vedlegg C).

4. Resultater

4.1 Køllehodehastighet

Kjønnsforskjeller

Det ble målt både maksimal køllehodehastighet og køllehodehastigheten som brukes i konkurranse (Tabell 4.1). Mennene hadde høyere maksimal køllehodehastighet enn kvinnene (54,0 m/s vs. 42,6 m/s) og høyere konkurransehastighet (50,4 m/s vs. 41,3 m/s). Kvinnenes prosentvise andel av mennenes køllehodehastighet var noe større for den maksimale køllehodehastigheten (82,0 %) enn konkurransehastigheten (78,9 %). Dette skyldtes at kvinnenes konkurransehastighet var nærmere maksimal køllehodehastighet (96,9 %) enn tilsvarende verdi for mennene (93,4 %).

Tabell 4.1: Konkurransehastighet og maksimal køllehodehastighet for menn og kvinner (gj.snitt \pm std).

	Menn (m/s)	Kvinner (m/s)	Kvinner/ menn	p
Konkurransehastighet	50,4 \pm 2,6	41,3 \pm 2,7	82,0 %	<0,01
Maksimal køllehodehastighet	54,0 \pm 3,6	42,6 \pm 3,0	78,9 %	<0,01
Konkurransehastighet/ maksimal køllehodehastighet	93,4 \pm 2,8 %	96,9 \pm 1,9 %		<0,01

Sammenhenger blant menn

Maksimal køllehodehastighet blant de mannlige forsøkspersonene lå mellom 48,3- og 62,6 m/s. Det ble funnet en positiv korrelasjon ($r=0,89$) mellom maksimal køllehodehastighet og konkurransehastighet blant de mannlige forsøkspersonene (Tabell 4.2). Regresjonsligningen viste at en endring på 1 m/s i maksimal køllehodehastighet predikerer en endring i konkurransehastighet på bare 0,65 m/s. Grunnen til at det ikke ble funnet et 1:1 forhold var at spillere med høyere maksimal køllehodehastighet brukte en lavere prosent av maksimal køllehodehastighet som konkurransehastighet.

Tabell 4.2: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for maksimal køllehodehastighet (x-variabel) og konkurransehastighet (y-variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Maksimal køllehodehastighet vs. konkurransehastighet	0,89**	0,65	15,5

** $r > 0,55$, $p < 0,01$

4.2 Segmenthastigheter

Kjønnsforskjeller

De mannlige forsøkspersonene hadde høyere maksimal hofterotasjonshastighet enn kvinnene (595,6°/s vs. 528,7°/s), men maksimal rotasjonshastighet for overkroppen var ikke signifikant forskjellig ($p=0,16$). Mennene hadde høyere verdier enn kvinnene for maksimal banehastighet for venstre håndledd (9,67 m/s vs. 7,45 m/s), vertikal hastighet for venstre hånd i impact (2,6 m/s vs. 1,6 m/s) og maksimal vinkelhastighet for venstre håndledd (1154,8°/s vs. 875,8°/s). Det ble ikke funnet forskjell mellom menn og kvinner for maksimal hastighet for lateral forflytning av C7 ($p=0,37$).

Tabell 4.3: Segmenthastigheter for menn og kvinner (gj.snitt \pm std).

	Menn	Kvinner	Kvinner/ Menn	p
Maksimal rotasjonshastighet hofte (°/s)	595,6 \pm 92,8	528,7 \pm 62,4	88,8 %	<0,05
Maksimal rotasjonshastighet overkropp (°/s)	897,4 \pm 154,6	819,3 \pm 101,8	91,3 %	0,16
Maksimal vinkelhastighet venstre håndledd (°/s)	1154,8 \pm 175,2	875,8 \pm 142,2	75,8 %	<0,01
Maksimal banehastighet venstre håndledd (m/s)	9,67 \pm 0,76	7,45 \pm 0,86	77,0 %	<0,01
Vertikal hastighet venstre hånd i impact (m/s)	2,6 \pm 0,84	1,6 \pm 0,71	60,2 %	<0,01
Maksimal hastighet lateral forflytning C7 (m/s)	0,45 \pm 0,19	0,39 \pm 0,19	86,4 %	0,37

Sammenhenger blant menn

Det ble funnet en signifikant korrelasjon mellom køllehodehastighet og maksimal banehastighet for venstre håndledd ($r=0,55$) og mellom køllehodehastighet og vertikal banehastighet for venstre håndledd i impact ($r=0,44$). Køllehodehastighet korrelerte ikke signifikant med maksimal hastighet for lateral forflytning av C7 eller maksimal rotasjonshastighet for hofte, overkropp eller venstre håndledd (Tabell 4.4).

Tabell 4.4: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for segmenthastigheter (x-variabel) og maksimal køllehodehastighet (y-variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Maksimal rotasjonshastighet hofte (°/s)	0,20	0,0081	49,3
Maksimal rotasjonshastighet overkropp (°/s)	0,08	0,0018	52,4
Maksimal vinkelhastighet venstre håndledd (°/s)	0,28	0,006	47,3
Maksimal banehastighet venstre håndledd (m/s)	0,55**	2,63	28,6
Vertikal hastighet venstre hånd i impact (m/s)	0,44*	1,906	49,1
Maksimal hastighet lateral forflytning C7 (m/s)	0,17	3,23	52,6

* $r > 0,35$, $p < 0,05$

** $r > 0,55$, $p < 0,01$

4.3 Styrke

Kjønnsforskjeller

De mannlige forsøkspersonene hadde høyere verdier enn kvinnene på alle styrketestene (Tabell 4.5). Kvinnenes gjennomsnittresultat på styrketestene lå mellom 53,6- og 67,2 prosent av mennenes gjennomsnittsverdier. Det var imidlertid store variasjoner i styrke for begge kjønn, og det var bare for 1 RM liggende armdrag i AG at den laveste verdien blant mennene var høyere enn den høyeste verdien for kvinnene.

Tabell 4.5: Styrkeresultat for menn og kvinner (gj.snitt ± std).

	Menn	Kvinner	Kvinner/ menn	p
Stående rotasjonskast 4 kg. medisinball (m)	12,26 ± 1,67	8,21 ± 1,19	67,0 %	<0,01
Sittende rotasjonskast 4 kg. medisinball (m)	8,14 ± 1,13	5,47 ± 0,95	67,2 %	<0,01
Liggende innkast 4 kg. medisinball (m)	7,01 ± 0,97	4,30 ± 0,61	59,8 %	<0,01
1 RM stående rotasjon i AG (kg)	113,1 ± 19,6	60,7 ± 7,0	53,6 %	<0,01
1 RM for sittende rotasjon i AG (kg)	93,5 ± 18,3	54,0 ± 8,4	57,7 %	<0,01
1 RM for liggende armdrag i AG (kg)	105,9 ± 14,1	60,0 ± 4,9	56,6 %	<0,01
Isometrisk grepstrykk høyre hånd (kg)	61,8 ± 9,6	38,0 ± 4,7	61,5 %	<0,01
Isometrisk grepstrykk venstre hånd (kg)	61,4 ± 10,1	37,9 ± 4,7	61,7 %	<0,01

Sammenhenger blant menn

Resultat på samtlige styrketester viste en positiv korrelasjon med køllehodehastighet (Tabell 4.6). Korrelasjonskoeffisienten lå mellom 0,40 og 0,75 for de ulike styrketestene.

Tabell 4.6: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for styrketester (x-variabel) og maksimal køllehodehastighet (y-variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Stående rotasjonskast 4 kg. medisinball (m)	0,73**	1,59	34,5
Sittende rotasjonskast 4 kg. medisinball (m)	0,75**	2,38	34,6
Liggende innkast 4 kg. medisinball (m)	0,53**	1,97	40,2
1 RM stående rotasjon i AG (kg)	0,70**	0,13	38,9
1 RM for sittende rotasjon i AG (kg)	0,56**	0,11	43,4
1 RM for liggende armdrag i AG (kg)	0,50*	0,13	40,3
Isometrisk grepstrykk høyre hånd (kg)	0,55**	0,21	41,1
Isometrisk grepstrykk venstre hånd (kg)	0,40*	0,146	45,1

* $r > 0,35$, $p < 0,05$

** $r > 0,55$, $p < 0,01$

4.4 Antropometri

Kjønnsforskjeller

Det ble funnet signifikante forskjeller ($p < 0.01$) mellom menn og kvinner for alle antropometriske parametre (Tabell 4.7). Mennene var i gjennomsnitt 130 millimeter høyere, hadde 48 millimeter lengre armer, og veide 15,1 kilo mer enn kvinnene. Kvinnenes armlengde i forhold til mennene (91,8 %) var tilnærmet den samme som for høyden (92,9 %).

Tabell 4.7: Antropometriske parametre for menn og kvinner (gj.snitt \pm std).

	Menn	Kvinner	Kvinner/menn	p
Høyde (m)	1,85 \pm 0,07	1,72 \pm 0,06	92,9 %	<0,01
Armlengde (m)	0,594 \pm 0,028	0,546 \pm 0,028	91,8 %	<0,01
Vekt (kg)	78,7 \pm 10,6	63,6 \pm 6,7	80,7 %	<0,01

Sammenhenger blant menn

Alle tre antropometriske mål viste en positiv korrelasjon med køllehodehastighet (Tabell 4.8). Stigningstallet for regresjonsligningene tilsier at en endring i køllehodehastigheten på 5 m/s tilsier en endring i høyde på 208 mm, endring i armlengde på 64 mm og endring i vekt på 21,8 kilo.

Tabell 4.8: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for antropometriske parametre (x -variabel) og maksimal køllehodehastighet (y -variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Høyde (m)	0,43*	24,0	9,7
Armlengde (m)	0,61**	78	7,5
Vekt (kg)	0,64**	0,23	35,9

* $r > 0,35$, $p < 0,05$

** $r > 0,55$, $p < 0,01$

4.5 Bevegelsesutslag og bevegelighet

Kjønnsforskjeller

Kvinnene hadde mindre skaftvinkel på toppen av baksvingen sammenlignet med de mannlige forsøkspersonene (262,1° vs. 273,9°). Kvinnene plasserte imidlertid ballen noe mer mot målet langs slagretningen enn mennene (8,7° vs. 6,6°). Det ble funnet en tendens ($p = 0,053$) til at kvinnene hadde kortere total arbeidsvei enn mennene (270,8° vs. 280,6°). De andre målene på bevegelsesutslag viste ikke signifikante

kjønnsforskjeller (Tabell 4.9). Mennene hadde mindre bevegelighet enn kvinnene i innoverrotasjon av høyre hofte (46,8° vs. 58,4°), men ingen forskjell ble funnet i bevegelighet for sittende overkropprotasjon til høyre ($p=0,41$).

Tabell 4.9: Bevegelsesutslag og bevegelighet for menn og kvinner (gj.snitt \pm std).

	Menn	Kvinner	Kvinner/ menn	p
Hofterotasjon topp baksving (°)	41,4 \pm 8,9	45,6 \pm 6,2	110,2 %	0,19
Overkropprotasjon topp baksving (°)	107,0 \pm 10,2	115,9 \pm 4,9	108,3 %	<0,05
Skulderfleksjon for venstre arm topp baksving (°)	113,7 \pm 3,31	114,7 \pm 2,8	100,8 %	0,44
Horisontal skulderadduksjon topp baksving (°)	48,1 \pm 6,0	46,4 \pm 7,8	96,3 %	0,47
Håndleddvinkel venstre hånd topp baksving (°)	100,9 \pm 12,1	95,7 \pm 12,1	94,8 %	0,26
Skaftvinkel topp baksving (°)	273,9 \pm 13,6	262,1 \pm 6,6	95,7 %	<0,05
Ballplassering (°)	6,6 \pm 2,0	8,7 \pm 2,6	131,9 %	<0,05
Total arbeidsvei (°)	280,6 \pm 13,9	270,8 \pm 8,4	96,5 %	0,053
X-faktor topp baksving(°)	65,6 \pm 11,0	70,2 \pm 10,6	107,1 %	0,24
Sittende overkropprotasjon til høyre (°)	77,1 \pm 12,8	73,2 \pm 8,9	95,0 %	0,41
Liggende innoverrotasjon av høyre hofte (°)	46,8 \pm 6,6	58,4 \pm 7,0	125,0 %	<0,01

Sammenhenger blant menn

Det ble ikke funnet noen signifikante sammenhenger mellom maksimal køllehodehastighet og bevegelsesutslag eller bevegelighet blant de mannlige forsøkspersonene (Tabell 4.10).

Tabell 4.10: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for bevegelsesutslag og bevegelighet (x-variabel) og maksimal køllehodehastighet (y-variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Hofterotasjon topp baksving (°)	0,03	0,011	53,6
Overkropprotasjon topp baksving (°)	0,10	0,037	50,1
Skulderfleksjon topp baksving (°)	-0,27	-0,29	60,9
Horisontal skulderadduksjon topp baksving (°)	0,14	0,087	42,0
Håndleddvinkel venstre hånd topp baksving (°)	0,01	0,0027	53,8
Skaftvinkel topp baksving (°)	0,28	7,5	33,4
Ballplassering (°)	-0,30	-0,53	57,6
Total arbeidsvei (°)	0,23	0,060	37,1
X-faktor topp baksving (°)	0,07	0,024	52,4
Sittende overkropprotasjon til høyre (°)	-0,14	-0,036	57,9
Liggende innoverrotasjon av høyre hofte (°)	0,02	0,011	53,5

4.6 Timing

Kjønnsforskjeller

Den eneste kjønnsforskjellen blant timingparametrene var lag (Tabell 4.11). De mannlige forsøkspersonene hadde 100,6 grader lag, mens kvinnene hadde 87,4 grader lag. Forskjellen mellom håndleddsvinkelen på toppen av baksvingen og lag var tilnærmet lik null grader ($-0,3^\circ$) blant de mannlige forsøkspersonene, mens tilsvarende endring i håndleddsvinkel var minus 8,3 grader blant kvinnene. Dette tilsier en tidligere håndleddsutretning blant de kvinnelige forsøkspersonene.

Tabell 4.11: Timingparametre for menn og kvinner (gj.snitt \pm std).

	Menn	Kvinner	Kvinner/ menn	p
Timing av maksimal hofterotasjonshastighet (% nedsvingtid)	60,3 \pm 10,2	63,9 \pm 6,2	106,0 %	0,32
Timing av maksimal overkropprotasjonshastighet (% nedsvingtid)	76,1 \pm 5,3	75,1 \pm 4,1	98,7 %	0,61
Timing av maksimal håndhastighet (% nedsvingtid)	68,5 \pm 4,7	68,4 \pm 4,4	100,0 %	0,98
Timing av maksimal håndleddvinkelhastighet (% nedsvingtid)	88,3 \pm 3,1	87,6 \pm 3,0	99,3 %	0,58
X-faktor stretch ($^\circ$)	11,9 \pm 10,8	14,3 \pm 13,3	119,8 %	0,58
Lag ($^\circ$)	100,6 \pm 12,6	87,4 \pm 9,4	86,8 %	<0,01

Sammenhenger blant menn

Det ble ikke funnet noen sammenhenger mellom maksimal køllehodehastighet og de kinematiske målene på timing blant de mannlige forsøkspersonene (Tabell 4.12).

Tabell 4.12: Korrelasjonskoeffisient og regresjonsligning for timingparametre (x-variabel) og maksimal køllehodehastighet (y-variabel) for mannlige forsøkspersoner.

	Korrelasjon	Stigningstall	Skjæringspunkt
Timing av maksimal hofterotasjonshastighet (% nedsvingtid)	-0,21	-0,073	58,4
Timing av maksimal overkropprotasjonshastighet (% nedsvingtid)	-0,11	-0,078	60,0
Timing av maksimal håndhastighet (% nedsvingtid)	-0,03	-0,026	55,8
Timing av maksimal håndleddvinkelhastighet (% nedsvingtid)	-0,15	-0,175	69,5
X-faktor stretch ($^\circ$)	0,07	0,022	53,8
Lag ($^\circ$)	0,14	0,040	50,0

5. Diskusjon

5.1 Metodediskusjon

5.1.1 Testutstyr

5.1.1.1 Tilpasning av golfkøllen

Alle forsøkspersoner brukte samme driver. Tidligere studier med lignende problemstillinger har også utstyrt forsøkspersonene med samme driver (Doan et al., 2006; Thompson, 2002; Wiren, 1968; Yoon et al., 1998). Samme driver ble brukt for å få bedre kontroll på egenskaper ved golfkøllen som ble brukt. Det kan imidlertid tenkes at køllehodets vekt (Daish, 1972), skaftets lengde (Reyes & Mittendorf, 1999; Wallace et al., 2007; Wangellow & Santiago, 2008) og skaftets stivhet (Worobets & Stefanyshyn, 2007) var bedre tilpasset enkelte spillere.

5.1.1.2 Innsamling av kinematiske data

Stavkalibreringen viste at den gjennomsnittlige feilmåling fra kameraene var under 2 mm. Denne feilkilden blir veldig liten i forhold til feilkilden som skyldes hudbevegelse. Bevegelsen til markører som er festet på huden er ikke nøyaktig lik bevegelsen til det underliggende skjelettet. Reinschmidt, van den Bogert, Nigg, Lundberg & Murphy (1997) sammenlignet bevegelsen til hud-markører (som brukt i denne studien) med ben-markører festet i skjelettet. De fant at forskjellen i posisjon på et gitt tidspunkt kunne være så stor som 40 millimeter. Størst differanse i posisjon gjaldt for rotasjoner om segmenters longitudinelle akse. Ideelt sett hadde det blitt brukt ben-markører, men risiko assosiert med ben-markører gjør at de normalt ikke brukes (Roberts et al., 2004).

5.1.1.3 Måling av køllehodehastighet

Ideelt sett vil man måle køllehodets hastighet nøyaktig idet køllehodet får kontakt med golfballen. Dette er imidlertid vanskelig da køllehodet akselererer kraftig de siste millisekundene før balltreff og deakselererer kraftig i løpet av det halve millisekundet køllehodet er i kontakt med golfballen. Om køllehodehastigheten er 50 m/s og samlingsfrekvensen er 240 Hz vil køllehodet bevege seg så mye som 0,208 meter mellom to målinger. Køllehodehastighet ble derfor istedenfor målt med radarsystemet SwingMate som har en samlingsfrekvens på 10 kHz. SwingMate er brukt for måling av køllehodehastighet i en rekke tidligere studier (Egret et al., 2003, 2006; Jones, 1999; Thompson, 2007; Westcott et al., 1996; Yoon et al., 1998). Jones (1999) validerte

SwingMate mot Titleist Flight Analyzer og fant at en gjennomsnittlig absolutt differanse på $1,5 \text{ m/s} \pm 0,8 \text{ m/s}$. Validering ved bruk av gjennomsnittlige absolute differansen tar imidlertid ikke hensyn til eventuelle systematiske feil. Som en pilotstudie ble det slått 40 slag med samtidig måling fra SwingMate og TrackMan (ISG, Vedbæk, Danmark) som er et annet kommersielt radarsystem som måler blant annet køllehodehastighet. Korrelasjonskoeffisienten mellom målerapparatene var 0,99. SwingMate viste i gjennomsnitt 0,8 m/s høyere verdi enn TrackMan. Etter justering for den systematiske feilen var gjennomsnittlig absolutt differanse mellom SwingMate og TrackMan $0,85 \text{ m/s} \pm 0,69 \text{ m/s}$.

5.1.2 Signalbehandling og beregninger

Valg av filtreringsfrekvens kan ha vært en feilkilde for beregningen av de kinematiske variablene. Ideelt sett hadde cut-off frekvensen blitt justert for hver enkelt markør, og justert etter beregning av posisjonsdata og hastighet (Giakas & Baltzopoulos, 1997). Cut-off frekvensen som er brukt er i overensstemmelse med andre kinematiske studier på golfspillere (f.eks. Myers et al., 2008).

5.1.3 Testing av styrke

Ideelt sett hadde alle forsøkspersoner gjennomgått forsøksprotokollen flere ganger for tilvenning til de ulike testene. En tilvenningsperiode vil imidlertid kreve mer tid av forsøkspersonene, noe som trolig ville gjort at færre ville stilt opp. Antall forsøkspersoner ble prioritert fremfor tilvenning til testene.

Eksplisiv styrke

Bruk av medisinballkast for måling av eksplisiv styrke er anvendelig i og med at en medisinball er relativt billig sammenlignet med annet utstyr for måling av styrke. Tidligere studier har vist at medisinballkast er valide og reliable i måling av eksplisiv styrke (Davis et al., 2008; Lyttle, Wilson & Ostrowski, 1996; Stockbrugger & Haennel, 2001). Stockbrugger & Haennel (2001) fant at resultatet på stående medisinballkast to etterfølgende dager viste sterk korrelasjon ($r=0,996$) blant 10 mannlige og 10 kvinnelige volleyballspillere. Duncan, Al-Nakeeb & Nevill (2005) fant ingen forskjell i kastlengde mellom femte og sjette kast for et medisinballkast, og konkluderte med at tilvenningen til denne typen test går meget raskt. Egne erfaringer tyder imidlertid på at det kreves en

tilvenningsperiode på flere dagers trening, i alle fall for det stående kastet, men at også dette kastet har høy reproduserbarhet etter innlæringsperioden. Trolig var det første gangen de ulike kastene ble prøvd for alle forsøkspersonene.

Grunnen til at kastlengden langs sikteretningen ble målt istedenfor absolutt kastlengde var at det i løpet av pilotstudier ble funnet at ballen ble kastet noe lengre om den ble kastet skrått mot venstre enn om den ble kastet langs siktelinjen for føttene, og at denne kastteknikken lignet mindre på golfsvingen.

Forsøkspersonene ble spurt om de opplevde smerte i forbindelse med medisinballkastene. Alle svarte nei på dette spørsmålet.

Maksimal styrke

Athletic Golfer (AG) er et spesialdesignet styrkemålingsapparat for golfspillere brukt i én tidligere studie (Adler-Henerud, 2006). 1 RM resultatene viste høy korrelasjon med motsvarende medisinballkast (stående rotasjon i AG vs. stående medisinballkast – $r=0,88$, sittende rotasjon i AG vs. sittende medisinballkast – $r=0,86$, liggende armdrag i AG vs. liggende innkast – $r=0,94$).

Grepstrykkmåleren som ble brukt er tidligere brukt i en rekke studier (f.eks. Doan et al., 2006; Hamilton, McDonald & Chenier, 1992), og viser god reliabilitet ($r=0,82$) (Hamilton et al., 1992). Kinetiske studier tyder på at venstre hånd skaper et jevnt trykk rundt grepet for overføring av kinetisk energi fra venstre hånd samt motvirke at grepet til å skli ut av hendene (Budney & Bellow, 1990). Høyre hånd viser i gjennomsnitt mindre krefter på grepet i nedsvingen enn venstre hånd, men gir en kortvarig kraftimpuls like før balltreff (Budney & Bellow, 1990) noe som kan tyde på et aktivt håndleddmoment for høyre håndledd. Maksimalt leddmoment for høyre håndledd er derfor mer interessant enn det maksimale grepstrykket. Det kan imidlertid tenkes at en person med større maksimalt grepstrykk også har mulighet til å skape større håndleddsmoment da mange av musklene som er aktive når det skapes grepstrykk også krysser håndleddet.

Forsøkspersonene ble spurt om de opplevde smerte i forbindelse med testingen av maksimal styrke. En av tre forsøkspersoner opplevde noe ubehag i ryggen ved stående rotasjon i Athletic Golfer rundt maksimal belastning, men det var ingen som stoppet testingen på grunn av smerte.

5.2 Resultatdiskusjon

5.2.1 Køllehodehastighet

Kjønnsforskjeller

At maksimal køllehodehastighet var høyere blant mannlige vs. kvinnelige elitegolfspillere (54.4- vs. 42.6 m/s) støttes av tidligere litteratur (Tabell 5.1) og målinger av slaglengde på de profesjonelle golf tourene (Tabell 1.1). Gjennomsnittlig maksimal køllehodehastighet var høyere enn resultater fra tidligere studier på elitegolfspillere (Tabell 5.1) for både mannlige og kvinnelige forsøkspersoner. Dette kan blant annet skyldes forskjellen i alder, nivå, golfkøllen som ble brukt eller målerutstyr. Om instruksjonen er å slå så langt som mulig, eller å slå som i konkurranse har som vist i denne studien også betydning for køllehodehastigheten, spesielt for de mannlige elitegolfspillerne. Ingen av artiklene i tabell 5.1 oppgir hvilken instruksjon som er gitt til forsøkspersonene for drivene.

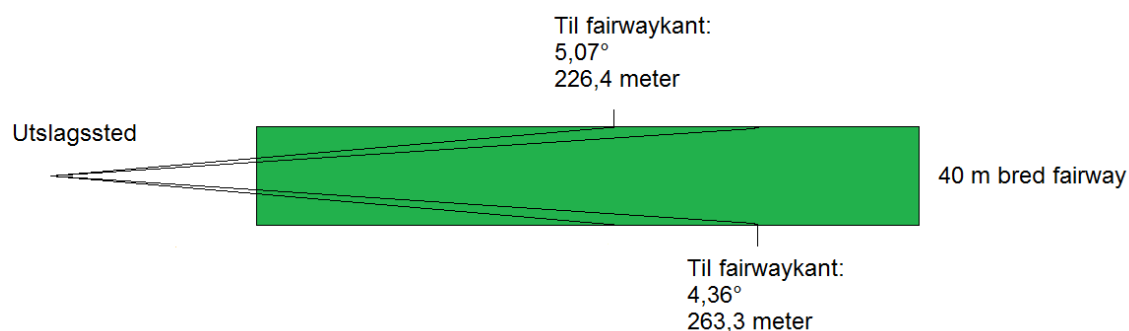
Tabell 5.1: Oversikt over gjennomsnittlig køllehodehastighet med driver fra tidligere studier av mannlige og kvinnelige elitespillere.

Forfatter	Køllehast. menn (m/s)	Køllehast. kvinner (m/s)	Forsøkspersoner	Målemetode
Adler-Henerud, 2003	53,0		9 menn, hcp. +0,9	SwingMate
Doan et al., 2006	49,8		10 menn, snittscore 76	Golf Achiever
Egret et al., 2003	44,9		7 menn, hcp. 0,4	SwingMate
Egret et al., 2006	40,1	37,7	7 menn, hcp. 6,6, 5 kvinner, hcp. 6,1	SwingMate
Fletcher & Hartwell, 2004	47,9		11 menn, hcp. 5,5	Golftex Prografix
Hellström, 2008	49,8		33 menn, hcp. under 0	SwingMate
Yoon et al., 1998	50,3		40 menn, hcp. under 3	SwingMate

Jeg fant ingen tidligere studier som oppgir hvilken prosentandel av maksimal køllehodehastighet som vanligvis brukes under konkurransedriver blant elitegolfspillere. Presisjon har en tendens til å falle med økende bevegelseshastighet (Davids, Bennet & Newell, 2006). En klassisk studie som støtter opp om dette er studien til Schmidt, Zelaznic, Hawkins, Frank & Quinn (1979) som fant at et lineært forhold mellom økende bevegelseshastighet og økt spatial variabilitet for håndens landingspunkt (fastsatt bevegelsestid 140-200 ms). Dette funnet attribueres til endringer i variabilitet ved ulik grad av muskelaktivering (Schmidt & Lee, 2005). Scherwood & Schmidt (1980) fant at forholdet mellom absolutt variabiliteten og kraft fulgte en

omvendt U-kuve der variabiliteten steg gradvis med økende kraft frem til 65 prosent av maksimal kraft, og gikk deretter nedover med økende kraft. En senere studie (Sherwood, Schmidt & Walter, 1988) som også korrigerer for varigheten for kraftutviklingen tyder imidlertid på at variabiliteten fremdeles øker med økende kraftutvikling over 65 prosent, men at økningen flater ut med økende kraftutvikling (negativt akselerert kurve). En studie på tennisspillere fant ingen forskjell i variabiliteten til ballhastigheten eller landingspunktet rundt målet (bakre midtre krysset i serveboksen) ved slag på 70-, 80,- og 90 prosent av maksimal hastighet (Cauraugh, Gabert & White, 1990). En studie på darts spillere fant imidlertid at spatial variabiliteten økte med økende pilhastighet (Gross & Gill, 1982). Differansen mellom maksimal køllehodehastighet og konkurransehastighet kan muligens forklares ut i fra økende variabilitet for økende bevegelseshastighet, men dette gjenstår å undersøke i golf.

At de kvinnelige forsøkspersonene lå på en høyere andel av maksimal køllehodehastighet (96,9 %) sammenlignet med de mannlige forsøkspersonene (93,4 %) kan muligens skyldes ulikheter i hvordan banen spilles for mannlige og kvinnelige elitegolfspillere. Utformingen av fairwayen på golfbaner er ofte tilnærmet rektangulær, noe som gjør at bom på fairway normalt skyldes retningsavvik fremfor lengdeavvik (Figur 5.1). Fordi kvinnelige elitespillere slår kortere enn mannlige spillere kan avviket i grader være større uten at ballen forlater fairway gitt at fairwaybredden er den samme. På en gjennomsnittlig lang drive for mannlige og kvinnelige tourspillere (263,3 vs. 226,4 meter, Tabell 1.1) vil det maksimale retningsavviket på en 40 meter bred fairway være henholdsvis 4,36 grader for menn og 5,07 grader for kvinner (Figur 5.1). Muligens er dette forklaringen på at kvinnelige golfspillere ligger på en høyere andel av maksimal køllehodehastighet på sine konkurransedriver.



Figur 5.1: Avstand til fairwaykant på 40 meter bred fairway.

Sammenhenger mellom menn

At stigningstallet for regresjonsligningen mellom maksimal køllehodehastighet (x-variabel) og konkurransehastighet (y-variabel) (0,65) er lavere enn 1 tyder på at forskjellen mellom konkurransehastighet og maksimal køllehodehastighet er større for spillerne med høy køllehodehastighet. Jeg kan ikke finne annen litteratur som har undersøkt dette forholdet. Fordi retningsavviket i grader for at ballen skal ende på fairway synker med økende slaglengde (Figur 5.1) kan det tenkes at golfspillere med høy køllehodehastighet må svinge med en lavere andel av maksimal hastighet for å treffe fairway. Om retningsavviket i grader reduseres ved bruk av en lavere andel av maksimal køllehodehastighet vil dette også gjøre det lettere å treffe fairway på roligere slag (Figur 5.1).

5.2.2 Segmenthastigheter

Kjønnsforskjeller

Den eneste studien som oppgir maksimal hastighet for kroppssegmenter for kvinnelige elitespillere er studien til Lemak et al. (1994). De målte maksimal overkropprotasjonshastighet for driver, 5er jern og pitchingwedge blant åtte kvinnelige tourspillere, men oppgir kun gjennomsnittsverdier for svingene med alle tre golfkøllene samlet. De fant at maksimal overkropprotasjonshastighet var 690 grader/sekund, som er 16 prosent lavere enn gjennomsnittlig maksimal overkropprotasjonshastighet for de kvinnelige forsøkspersonene i denne studien (819,3 °/s). Denne differansen kan trolig skyldes forskjellen i golfutstyret som ble brukt, da segmenthastigheter øker med økende slaglengde (f.eks. Egret, Vincent, Weber, Dujardin & Chollet, 2003; Tinmark, 2006a).

For mannlige elitespillere er det kun studien til Myers et al. (2008) som har brukt en lignende metode som denne studien og som oppgir maksimal rotasjonshastighet for overkroppen. Gjennomsnittsverdien blant de 14 mannlige elitespillerne (gjennomsnittshandikap 1,8) var 767 grader/sekund, som er 15 prosent lavere enn tilsvarende resultat for de mannlige forsøkspersonene (897,4 °/s). Ulikheter i instruksjon som ble gitt eller alder er mulige forklaringer for denne forskjellen.

Gjennomsnittsalderen for elitespillerne i studien til Myers et al. (2008) var 33,1 år (std 11,4 år), mens gjennomsnittsalderen for de mannlige forsøkspersonene i denne studien var 22,2 år (std 6,5 år). Blant mannlige amatører på lignende nivå (handikap 7-19) i alderen 20 til 59 år ble det funnet at 10 år økt alder tilsvarte en nedgang i køllehodehastighet på 2,5 m/s (Brown, Best & Ball, 2002). Data for segmenthastigheter

for to profesjonelle golfspillere, Robert Karlsson og Henrik Nyström, viser imidlertid god overensstemmelse med verdier fra de mannlige forsøkspersonene (Karlsen, 2001, upublisert data). Gjennomsnittlig maksimal hastighet for hofterotasjon, overkropprotasjon og håndleddsvinkel var henholdsvis 509,- 851- og 1179 grader/sekund for Robert Karlsson og Henrik Nyström, ikke langt unna verdier funnet for de mannlige forsøkspersonene; 595,6,- 897,4,- og 1154,8 grader/sekund.

At gjennomsnittsverdien til kvinnene sammenlignet med mennene var lavere for alle målene på segmenthastighet (60,0 – 91,3 %) tyder på generell økt segmenthastighet for de mannlige forsøkspersonene. At det ikke ble funnet signifikante forskjeller for maksimal hastighet for lateral forflytning av C7 (0.39 vs. 0.45 m/s, $p=0,37$) eller for maksimal hastighet for overkropprotasjon (897,4- og 819,3 °/s, $p=0,16$) kan tyde på at mye av forklaringen til kjønnsforskjellene i køllehodehastighet ligger mellom skulderleddet og håndleddet.

Sammenhenger mellom menn

Det var noe overraskende at målene på segmenthastighet proksimalt for håndleddet ikke viste signifikant korrelasjon med køllehodehastighet blant de mannlige elitespillerne. Tidligere studier ved bruk av kraftplattform har funnet at en raskere lateral forflytning mot målet i nedsvingen er assosiert med høyere køllehodehastighet (Wallace, Graham & Bleakley, 1990). Denne studien fant imidlertid ingen sammenheng mellom maksimal hastighet for lateral forflytning av C7 og køllehodehastighet ($r=0,17$). Muligens kan mangelen på sammenheng forklares ut i fra at golfspillere bruker ulike vektforflyttingsstrategi (Ball & Best, 2006). Ball & Best (2006) fant gjennom klyngeanalyse at én gruppe golfspillere flytter vekten på føttene mot målet fra toppen av baksvingen til impact, mens en annen gruppe starter vektforflytningen som den første gruppen og reverserer forflytningen vekk fra målet siste del av nedsvingen.

Maksimal hofterotasjonshastighet viste en ikke-signifikant positiv sammenheng med køllehodehastighet ($r=0,20$). Robinson (1994) fant en korrelasjon mellom køllehodehastighet og hofterotasjonshastighet idet venstre underarm var parallell med bakken ($r=0,51$). Studien til Robinson (1994) inkluderte også mindre dyktige golfspillere, og det oppgis ikke korrelasjonskoeffisienten for kun de dyktige spillerne.

Da det ikke ble funnet noen sammenheng mellom maksimal rotasjonshastighet for overkroppen og køllehodehastighet ($r=0,08$) ser det ut til at mye av forskjellen i køllehodehastighet blant mannlige elitespillere skjer fra skulderleddet til håndleddet.

Jeg finner ingen sammenligning av maksimal hastighet for overkropprotasjon med køllehodehastighet i litteraturen, men Myers et al. (2008) og Zheng et al. (2008) sammenligner hastighet for overkropprotasjon i forhold til hoftene (X-faktor hastighet) med henholdsvis ballhastighet og handikap. Myers (2008) fant en positiv korrelasjon mellom køllehodehastighet og maksimal X-faktor hastighet ($r=0,59$), mens Zheng et al. (2008) fant ingen forskjell i X-faktor hastighet mellom grupper av ulikt handikap.

Gjennomgående svake korrelasjoner mellom segmenthastigheter og køllehodehastighet for proksimale segment tyder på store individuelle forskjeller i måten hver enkelt oppnår maksimal køllehodehastighet, og avviser en antagelse om synkront økt hastighet for alle segmenter blant mannlige elitespillere med høyere køllehodehastighet. I tråd med tidligere litteratur (Myers et al., 2008; Tinmark, 2006b; Zheng et al., 2008) viste de mer distale segmentene større sammenheng med køllehodehastighet (banehastighet for venstre håndledd - $r=0,55$ og vertikal hastighet for venstre håndledd i impact - $r=0,44$).

Noe overraskende var det at det ikke ble funnet en signifikant korrelasjon mellom maksimal vinkelhastighet i venstre håndledd og køllehodehastighet ($r=0,28$). Zheng et al. (2008) fant signifikante forskjeller mellom grupper av ulikt handikap for maksimal vinkelhastighet i venstre håndledd, men studien korrelerte ikke denne variabelen med køllehodehastighet. Da det heller ikke ble funnet noen signifikant korrelasjon mellom timingen for maksimal vinkelhastighet i venstre håndledd ($r=-0,15$) ser det ut som om at differansen i håndhastighet forklarer mye av forskjellen i køllehodehastighet blant mannlige elitegolfspillere.

5.2.3 Styrke

Kjønnforskjeller

Kvinnenes styrke var i gjennomsnittlige 53,6- til 67,2 prosent av mennenes styrke. Dette er i overensstemmelse med resultater fra tidligere studier av kjønnforskjeller i styrke (Fleck & Kraemer, 2004). Basert på en rekke studier (Fleck & Kraemer, 2004) ligger normalt kvinners styrke sammenlignet med menn lavere for overkroppen (55 %) enn for underkroppen (72 %). I tråd med dette var kvinnenes resultat sammenlignet med mennene på det liggende medisinballkastet (59,8 %) lavere enn tilsvarende sammenligning for det sittende (67,2 %) og stående medisinballkastet (67,0 %).

Kvinnenes styrke var lavere sammenlignet med mennene ($p<0,05$) for 1 RM testene i Athletic Gofler (gj.snitt 56,0 %) enn for medisinballkastene (gj.snitt 64,7 %).

Dette står i noe motsetning til tidligere litteratur der differansen i konsentrisk styrke mellom menn og kvinner ser ut til å være relativt lik også for stigende bevegelseshastighet (Fleck & Kraemer, 2004). Differansen som ble funnet mellom 1RM testene og de eksplosive testene støttes imidlertid av resultatene i studien til Doan et al. (2006) der de kvinnelige elitegolfernes styrke på maksimale styrketester lå mellom 50- og 56 prosent av mennenes resultat, mens kvinnene medisinballkast var 88 prosent av lengden til mennenes kast. Gjennomgående klare forskjeller i styrke mellom de mannlige og kvinnelige forsøkspersonene tyder på at forskjeller i styrke kan være en viktig årsak til at kvinnelige elitespillere oppnår lavere maksimal køllehodehastighet enn mannlige elitegolfspillere.

Sammenhenger blant menn

I tråd med tidligere litteratur ble det funnet en positiv korrelasjon mellom alle styrketester og maksimal køllehodehastighet (f.eks. Adler-Henerud, 2006; Yoon, 1998). Styrken på korrelasjonskoeffisienten ($r=0,40 - 0,76$) var i samme størrelsesorden som vanlige verdier fra tidligere litteratur ($r=0,40 - 0,80$) (f.eks. Thompson, 2002; Wiren, 1968). Det ble også funnet at absolutte styrkeresultater viste sterkere korrelasjon med køllehodehastighet enn styrkeresultat normalisert for kroppsvekt ($p<0,01$). Dette støttes av studien til Hellström (2008) og Yoon et al. (1998). I tråd med tidligere litteratur (f. eks. Doan et al., 2006; Yoon et al., 1998) ble det funnet sterkest korrelasjon med køllehodehastighet for de styrketestene som lignet mest på golfsvingen i form av bevegelsesmønster. Det stående medisinballkastet var den styrketesten som lignet mest på kinematikken i en golfsving. Om man ser bort i fra eventuelle lineære hastighetsbidrag og forskjeller i medisinballens utgangsretning og utgangshøyde vil kastlengden bestemmes av armlengden og armenes rotasjonshastighet. Hvis man videre antar at armlengde og bevegelsesutslag er konstant vil det samlede momentet som skapes for armene bestemme kastlengden. Modelleringsstudier med tilsvarende konstanter (Jorgensen, 1994; Reyes & Mittendorf, 1999) har funnet at endringen i køllehodehastighet er rundt 29-34 prosent av endringen i momentet for den proksimale enden av skulder-armsegmentet (T_0). Stigningstallet for regresjonsligningen mellom det stående medisinballkastet og maksimal køllehodehastighet viser en lignende sammenheng for køllehodehastigheter rundt 50 m/s. For eksempel vil en økning i kastlengde fra 10- til 11 meter (10 %) predikere en økning i køllehodehastighet fra 50,4-

til 52,0 m/s (3,2 %). Forholdet mellom økningen i kastlengde og økningen i køllehodehastighet blir da 32 prosent.

Det ble funnet signifikante korrelasjoner mellom alle 1 RM styrketestene i AG og maksimal køllehodehastighet blant de mannlige forsøkspersonene. Adler-Henerud (2006) gjorde tilsvarende sammenligning i AG med samme testøvelser blant ni mannlige elitespillere (gjennomsnittshandikap +0,9) og fant lignende korrelasjoner (Tabell 5.2). Korrelasjonskoeffisienten mellom køllehodehastighet og grepstrykk (høyre hånd – $r=0,55$ og venstre hånd – $r=0,40$) er i samme størrelsesorden som resultater fra tidligere studier (Hellström, 2008 – høyre hånd $r=0,36$, venstre hånd $r=0,31$ og Wiren, 1968 – høyre hånd $r=0,43$, venstre hånd $r=0,41$). Gjennomgående sterke korrelasjoner mellom styrketestene og maksimal køllehodehastighet tyder på at evnen til å skape store krefter er avgjørende for oppnåelsen av høy køllehodehastighet blant mannlige elitegolfspillere.

Tabell 5.2: Korrelasjonskoeffisient for 1 RM tester i Athletic Golfer og maksimal køllehodehastighet for mannlige forsøkspersoner fra studien til Adler-Henerud (2006) og denne studien.

	Adler-Henerud, 2006	Denne studien
1 RM stående rotasjon i AG	0,76	0,70
1 RM sittende rotasjon i AG	0,53	0,56
1 RM liggende armdrag i AG	0,68	0,50

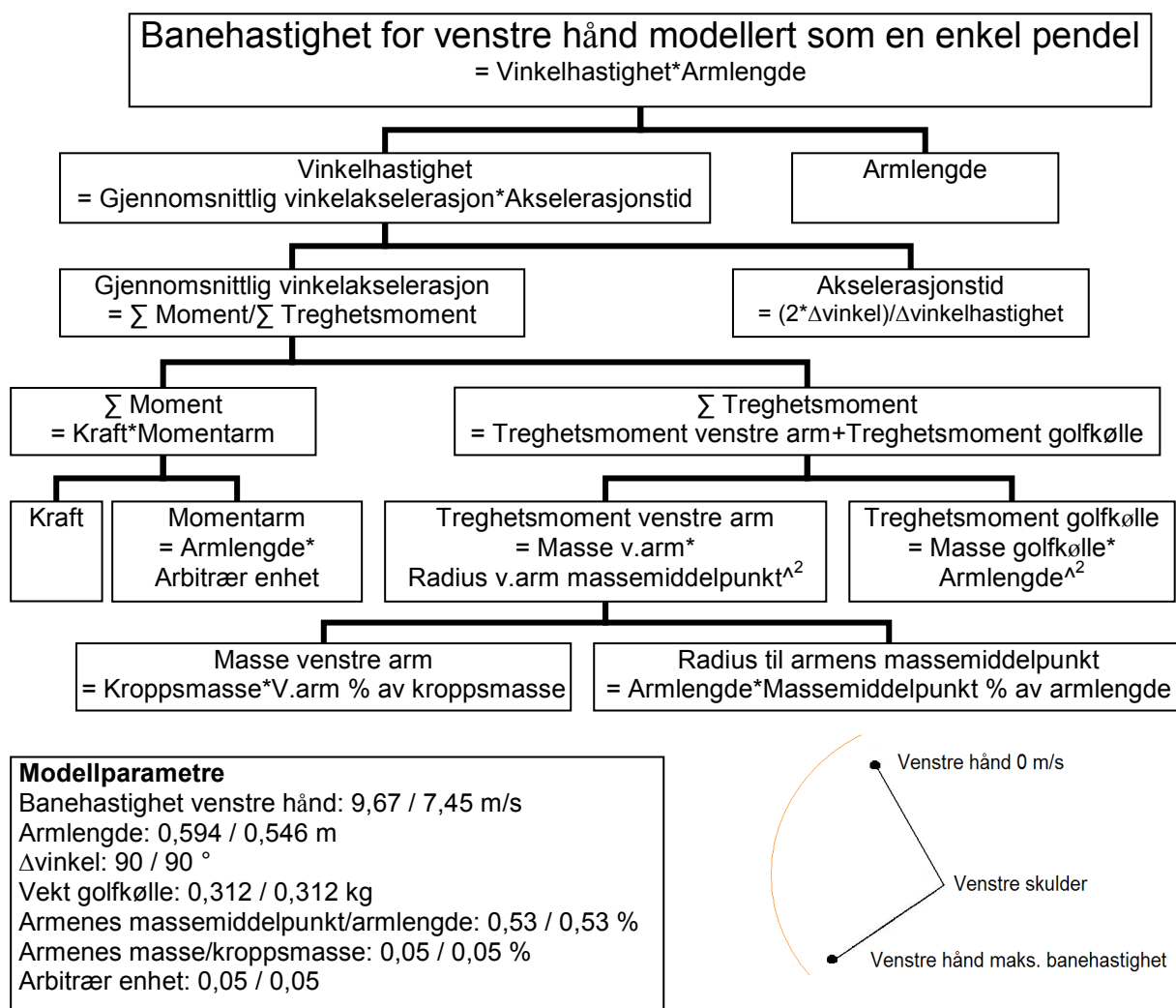
5.2.4 Antropometri

Kjønnsforskjeller

At kroppsvekt viste en signifikant kjønnsforskjell kan forklares ut ifra forskjeller mellom menn og kvinner i høyde, muskelmasse og fettmasse. Kroppsvekt i seg selv vil ikke ha noen direkte innvirkning på køllehodehastighet annet enn økt treghetsmoment for kroppens segmenter. Muskelmasse har imidlertid stor betydning for styrke (Brechue & Abe, 2002) og kroppshøyde har stor påvirkning på armlengde (Dempster, 1955).

Kvinnens armlengde i forhold til mennenes armlengde (91,8 %) kan forklares ut i fra en tilnærmet proporsjonal differanse i segmentlengde, da kvinnenenes høyde var 92,9 prosent av mennenes høyde. Det er interessant å finne ut hvor stor andel av forskjellen i håndhastighet (2,22 m/s) som skyldes ulikheter i armlengde, og hvor mye som skyldes ulikheter i styrke. Om golfspillerens venstre arm modelleres som en enkel pendel der

v.skulder representerer en fiksert proksimal ende og markøren v.hånd representerer venstre arms distale ende kan vinkelhastigheten kalkuleres når man vet armlengden (0,594- og 0,546 m for henholdsvis menn og kvinner) og banehastigheten (9,67- og 7,45 m/s for henholdsvis menn og kvinner) (Figur 5.1).



Figur 5.1: Formler og modellparametre for kalkulering av banehastigheten til venstre arm der venstre arm modelleres som en enkel pendel.

Utregningen gir maksimal vinkelhastigheten for armsegmentet for menn og kvinner på henholdsvis 933 grader/sekund og 782 grader/sekund. Man kan kalkulere akselerasjonstiden dersom man vet endringen i vinkelhastighet ($\Delta \text{vinkelhastighet}$) og endringen i vinkel (Δvinkel) hastighetsendringen skjer over (Figur 5.1). Om det antas at $\Delta \text{vinkelhastighet}$ fra 0 grader/sekund til posisjonen for maksimal vinkelhastighet går over 90 grader (Δvinkel) vil akselerasjonstiden for menn og kvinner være på henholdsvis 193- og 230 ms (Figur 5.1). Når man vet akselerasjonstiden og

Δ vinkelhastighet kan man regne ut den gjennomsnittlige vinkelakselerasjonen (Figur 5.1). Gjennomsnittlig vinkelakselerasjon for henholdsvis menn og kvinner vil da bli 4838 grader/sekund² og 3399 grader/sekund², d.v.s. at kvinnenes gjennomsnittlige vinkelakselerasjon er ca. 70 prosent av mennenes. Treghetsmomentet om venstre skulder består av treghetsmomentet til venstre arm og treghetsmomentet til golfkøllen om venstre arm. Da håndleddsvinkelen (\angle_h) er tilnærmet lik 90 grader frem til venstre hånd når maksimal hastighet (Milburn, 1982) legges totalmassen til golfkøllen i venstre arms distale ende. Treghetsmomentet til venstre arm kan beregnes ved hjelp av antropometriske data fra for eksempel Dempster (1955). For både menn og kvinner settes massen for venstre arm til 5 prosent av den totale kroppsmassen (78,8- og 63,6 kilo for henholdsvis menn og kvinner) og masse-middelpunktet for armene plasseres 0,53 prosent ut mot armens distale ende. Disse parametrene gir et gjennomsnittlig treghetsmoment om *v.skulder* på henholdsvis 0,50 kg/m² og 0,36 kg/m² for menn og kvinner (Figur 5.1). Om det antas at den indre vektarmen til musklene som krysser skulderleddet er 5 prosent av armlengden vil det gjennomsnittlige momentet om *v.skulder* være på henholdsvis 42- og 21 Nm for de menn og kvinner, d.v.s. at kvinnenes moment er ca. 50 prosent av mennenes. Dersom vektarmen til musklene for kvinnene settes til 91,8 prosent av mennenes (tilsvarende differansen i armlengde) vil den estimerte gjennomsnittlige kraften i musklene som krysser skulderleddet være på henholdsvis 1421- og 780 N, d.v.s. at kvinnenes kraft er ca. 55 prosent av mennenes.

For å estimere effekten armlengde har på differansen i banehastighet mellom menn og kvinner kan man gjøre tilsvarende utregning i motsatt rekkefølge, men bruke differansen som ble funnet i kraft. Armlengden settes til den samme som mennenes, med tilhørende økning i musklens indre vektarm, treghetsmoment og radius for pendelmodellen. Massen til venstre arm øker det samme som armlengden (8,8 %) da det antas at segmentet bare øker sine proporsjoner langs lengdeaksen. Denne utregningen gir en maksimal vinkelhastighet for venstre arm på 726 grader/sekund, d.v.s. 56 grader/s lavere enn modelleringen uten endringen i armlengde. Årsaken til reduksjonen i vinkelhastighet er at økningen i skuldermomentet på grunn av økningen i musklens indre vektarm (27,3– 29,7 mm - 8.8 %) overveies av økningen i det samlede treghetsmomentet over venstre skulder (0,36- 0,45 kg/m² – 26 %). Den økte radius for pendelmodellen gir en banehastighet på 7,53 m/s, d.v.s. 0,08 m/s høyere hastighet enn den gjennomsnittlige banehastigheten til de kvinnelige elitespillerne. Utregningen over kan tyde på at armlengde ikke har avgjørende betydning for håndhastigheten. Det er

imidlertid ikke blitt tatt med i beregningen eventuelle endringer i størrelsen på kraften som skapes i muskulaturen. Det ble funnet at økningen i armlengde gav 7,2 prosent lavere maksimal vinkelhastighet for venstre hånd (fra 726°/s til 782°/s), og 7,8 prosent lengre akselerasjonstid (fra 230 ms til 248 ms). Lavere vinkelhastighet og lengre akselerasjonstid øker den maksimale kraften som kan utvikles i muskulatur (Åstrand et al. 2003), så det er trolig dette som er forklaringen bak høyere håndhastighet og køllehodehastighet hos spillere med lengre armer.

Sammenhenger blant menn

At både kroppsvekt og høyde viste positiv korrelasjon med maksimal køllehodehastighet tyder på at golfspillere med større kroppsdimensjoner har en fordel i forhold til oppnåelsen av høy køllehodehastighet. Korrelasjonskoeffisienten mellom maksimal køllehodehastighet og kroppsvekt blant de mannlige forsøkspersonene ($r=0,64$) var sterkere enn hva som er oppgitt i tidligere studier (Hellström, 2002 - $r=0,51$, Wiren, 1968 - $r=0,23$ og Yoon et al., 1998 - $r=0,22$). Dette kan muligens forklares ut ifra større homogenitet i forhold til ferdighet/svingteknikk blant forsøkspersonene. Korrelasjonskoeffisienten mellom køllehodehastighet og høyde ($r=0,43$) lå mellom tilsvarende korrelasjonskoeffisient i studien til Wiren (1968 - $r=0,18$) og studien til Yoon et al. (1998 - $r=0,51$).

Det ble funnet en signifikant korrelasjon mellom armlengde og maksimal køllehodehastighet ($r=0,61$) blant de mannlige forsøkspersonene. Regresjonsligningen for armlengde (x-variabel) og køllehodehastighet (y-variabel) ($78x+7,5=y$) predikerer at 0,05 m endring i armlengde gir en endring i køllehodehastighet på 3,9 m/s.

Tidligere studier har også funnet signifikante korrelasjoner mellom køllehodehastighet og armlengde (Wiren, 1968 - $r=0,30$, Yoon et al. 1998 - $r=0,45$) Yoon et al. (1998) oppga også regresjonsligningen for armlengde (målt i cm som avstand fra acromion til enden av tredje finger, x-variabel) og køllehodehastighet (målt i km/t, y-variabel) ($77x+42,3=y$). Omgjøring av målenheter til standard SI-enhet og 26,7 % reduksjon i armlengde (Dempster, 1955) for omgjøring til målet på armlengde som ble brukt i denne studien gav regresjonsligning ($67x+11,8=y$) som predikerer at 0,05 m endring i armlengde gir en endring i køllehodehastighet på 3,4 m/s.

5.2.5 Bevegelsesutslag og bevegelighet

Kjønnsforskjeller

Mennenes tendens ($p=0,53$) til økt total arbeidsvei sammenlignet med kvinnene ($280,6^\circ$ vs. $270,8^\circ$) tilsier 3,6 prosent økt i vinkelhastighet for mennene forutsatt en konstant vinkelakselerasjon (Figur 5.1). Dette er i tråd med resultat fra studien til Reyes & Mittendorf (1999) som gjennom modellering fant at en økning i skaftvinkelen på toppen av baksvingen fra 270- til 280 grader ved å øke bevegelsesutslaget til skulder-armsegmentet (\angle_o) gav 3,1 prosent økt køllehodehastighet. Hastighetskurven for vinkelhastigheten i venstre håndledd er eksponentiell (Figur 2.2), noe som gjør at en liten økning i akselerasjonstid vil gi en stor økning i hastighet. Det kan imidlertid antas at økt arbeidsvei, i form av økt baksvinglengde eller plassering av ballen nærmere målet, også endrer kurvaturen for hastighetsutviklingen i håndleddet.

Skaftvinkel på toppen av baksvingen er tidligere målt for åtte kvinnelige tourspillere (Lemak et al., 1994). Gjennomsnittsverdien for disse kvinnene var 276 grader, tilnærmet det samme som ble funnet for mennene i denne studien ($273,9^\circ$). Gjennomsnittlige skaftvinkel på toppen av baksvingen for 14 mannlige golfspillere i studien til Wiren (1968) var 270 grader. Det er mulig at kjønnsforskjellen i skaftvinkel på toppen av baksvingen som ble funnet i denne studien ($273,9^\circ$ og $262,1^\circ$ for henholdsvis menn og kvinner) skyldes tilfeldigheter i utvalget.

Større bevegelsesutslag for kvinner enn mennene for global hofterotasjon ($45,6^\circ$ vs. $41,4^\circ$) og global overkropprotasjon ($115,9^\circ$ vs. $107,0^\circ$) er i tråd med funn fra studien til Egret et al. (2006) som målte tilsvarende vinkler blant fem kvinner med gjennomsnittlig handikap på 6,1 og syv mannlige golfspillere med gjennomsnittlig handikap på 6,6. Gjennomsnittlige global hofterotasjon for kvinner og menn var på henholdsvis $63,9^\circ$ - og $37,9^\circ$ grader, og global overkropprotasjon for kvinner og menn var på henholdsvis $109,4^\circ$ - og $84,1^\circ$ grader (Egret et al., 2006). Tourspillere i studien til Lemak et al. (1994) hadde en gjennomsnittlig global overkropprotasjon på 105 grader. Økt bevegelsesutslaget for hofterotasjon og overkropprotasjon for kvinnelige elitespillere kan muligens forklares ut i fra økt bevegelighet i forhold til mannlige elitespillere. De kvinnelige forsøkspersonene viste signifikant større bevegelighet for innoverrotasjon i høyre hofte enn mennene ($58,4^\circ$ vs. $46,8^\circ$). Større bevegelighet i hofteleddet blant kvinner enn menn er godt dokumentert i litteraturen (Alter, 2004). Differansen i global overkropprotasjon som jeg fant i min studie skyldtes delvis differansen i hofterotasjon, men også økt rotasjonen av overkroppen i forhold til hoften

(X-faktor) for de kvinnelige forsøkspersonene (70,2° vs. 65,6°). Det ble ikke funnet noen signifikant forskjell i bevegelighet for overkropprotasjon til høyre mellom menn og kvinner (77,1° vs. 73,2°). Differansen i X-faktor kan derfor ikke forklares ut i fra forskjell i bevegelighet. En mulig forklaringsmekanisme bak kvinnenes bruk av større bevegelsesutslag for hofterotasjon og overkropprotasjon sammenlignet med menn kan være at kvinnelige elitespillere bør prioritere bevegelsesutslag disse segmentene fremfor bevegelsesutslag for skuldre, armer og håndledd når målet er å skape maksimal køllehodehastighet. Det er velkjent i litteraturen (Fleck & Kraemer, 2004) at kvinners prosentvise styrke sammenlignet med menn er større for ben og truncus enn for skulderledd og armer. For medisinballkastene var de kvinnelige forsøkspersonenes resultat sammenlignet med mennenes resultat lavere for det liggende innkastet (59,8 %) enn for de andre kastene som involverte ben og truncus (67,0 % stående rotasjonskast, 67,2 % sittende kast).

Sammenhenger blant menn

Det at ingen av målene på arbeidsvei viste signifikant sammenheng med maksimal køllehodehastighet blant de mannlige forsøkspersonene står i noe motsetning til resultat fra studien til Wiren (1968) som fant en signifikant korrelasjon ($r=0,72$) mellom skaftvinkel på toppen av baksvingen og slaglengde blant 14 mannlige golfspillere. Nivået på de 14 spillerne er noe usikkert da det ikke er presisert annet enn at 14 personer ble valgt ut av en gruppe på 51 mannlige golfspillere med gjennomsnittlig handikap på 5,2.

Tidligere litteratur har vist sprikende resultater i forhold til viktigheten av X-faktor blant mannlige golfspillere. Studiene til Myers et al. (2008) og Zheng et al. (2008) tyder på at stor X-faktor kan være viktig for stor maksimal køllehodehastighet, mens studiene til McTeigue et al. (1994) og Cheetham et al. (2000) antyder at X-faktor ikke er avgjørende for køllehodehastigheten.

Det at håndleddsvinkelen på toppen av baksvingen ikke korrelerte med køllehodehastighet blant de mannlige forsøkspersonene ($r=0,01$) står i noe kontrast til studien til Reyes & Mittendorf (1999) som gjennom modellering fant at en økning av håndleddsvinkelen på toppen av baksvingen (\angle_h) fra 90- til 100 grader gav 1,5 prosent økt køllehodehastighet.

Det ble ikke funnet noen sammenheng mellom ballplassering og køllehodehastighet. Pickering & Vickers (1999) fant imidlertid i sin modelleringsstudie

at plassering av ballen 0,249 meter mot målet langs X-aksen gav 1,6 prosent høyere køllehodehastighet vs. plassering direkte foran rotasjonssentrum. Robinson (1994) fant en positiv korrelasjon mellom køllehodehastighet og avstand fra høyre hæl til ballen langs mållinjen ($r=51$). En plassering av ballen nærmere målet i oppstillingen gir køllehodets en mer vertikal bevegelsesretning i balltreff ”attack angle”. En større attack angle gir potensial for større slaglengde for en gitt køllehodehastighet (Tuxen, 2008).

Resultatene fra denne studien tyder på at forskjeller i bevegelsesutslag ikke kan forklare ulikheter i køllehodehastighet blant mannlige elitegolfspillere. Dette tyder på at ulikhetene i køllehodehastighet blant mannlige elitegolfspillere skyldes størrelsen på akselerasjonen av køllehodet fra toppen av baksvingen til impact.

Gjennomsnittsalderen til de mannlige forsøkspersonene var bare 22,2 år. Økende alder har en tendens til å redusere både bevegelsesutslaget i svingen (McTeigue et al., 1994; Mitchell et al., 2003) og bevegelighet generelt (Alter, 2004). Det kan være at bevegelsesutslag hadde vist sammenheng med maksimal køllehodehastighet om forsøkspersonene som var med i studien hadde vært eldre. Thompson (2002) fant at bevegeligheten i overkropprotasjon til høyre viste en positiv korrelasjon ($r=0,43$) med køllehodehastighet blant en gruppe mannlige amatører med gjennomsnittsalder på 65 år.

5.2.6 Timing

Kjønnsforskjeller

For både de mannlige og de kvinnelige forsøkspersoner var hoften det segmentet som oppnådde maksimal hastighet tidligst i nedsvingen. Dette støtter prinsippet om proksimal til distal sekvensmønster og er i tråd med funn fra tidligere studier (Burden et al., 1998; Cheetham et al., 2008; McTeigue et al., 1994). Det neste segmentet som nådde maksimal hastighet var venstre håndledd for både menn og kvinner. Dette står i noe motsetning til studien til Cheetham et al. (2008) som fant at global overkropprotasjon nådde maksimal hastighet før hånden blant 19 mannlige tourspillere. Tidsforskjellen mellom maksimalhastigheten for disse to segmentene var imidlertid bare tre millisekunder. Muligens kan denne differansen skyldes metodiske forskjeller. Jeg målte hastighet for håndleddet som absolutt banehastighet for *v.hånd*, mens Cheetham et al. (2008) målte håndhastighet som venstre hånds rotasjonshastighet om venstre skulder. Også studien til Neal et al. (2008) på mannlige og kvinnelige elitegolfspillere fant at overkroppen oppnådde maksimal hastighet før hånden. Tiden før impact for maksimal global overkropprotasjon og maksimal banehastighet for venstre hånd i

slagretningen var henholdsvis 77,0- og 55,6 millisekunder. Det er rimelig å anta at håndhastigheten i slagretningen når sin maksimale verdi senere i nedsvingen enn absolutte banehastigheten, så metodiske forskjeller kan muligens også forklare denne differansen.

Timingen for maksimal håndleddsvinkel i venstre hånd (88,3 % av nedsvingen for menn og 87,6 % for kvinner) ligner resultatet til de mannlige tourspillerne i studien til Zheng et al. (2008) som oppnådde denne hastigheten ved 88 prosent av nedsvingtiden. Det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller mellom menn og kvinner for timing av maksimal hofterotasjonshastighet, -overkropprotasjonshastighet, -håndbanehastighet eller -håndleddvinkel. Differanse i timing blir sett på som en viktig kinematisk forskjell mellom profesjonelle golfspillere og amatører (Cheetham et al., 2008; Tinmark, 2006b; Zheng et al., 2008), men disse timingparametrene ser ikke ut til å forklare forskjellen i køllehodehastighet mellom de mannlige og kvinnelige elitegolfspillerne i denne studien.

Det var heller ingen signifikant kjønnsforskjell i X-faktor stretch ($p=0,58$), en faktor som tidligere er vektlagt i forhold til oppnåelsen av høy køllehodehastighet (Cheetham et al., 2000). Den eneste kjønnsforskjellen blant timingparametrene var lag. De mannlige forsøkspersonene hadde 100,6 grader lag, mens kvinnene hadde 87,4 grader lag. Forskjellen på håndleddsvinkel fra toppen og lag var tilnærmet lik null grader ($-0,3^\circ$) blant de mannlige forsøkspersonene, mens tilsvarende endring i håndleddsvinkel var minus 8,3 grader blant de kvinnelige spillerne. Dette tilsier at de mannlige spillerne beholdt håndleddsvinkelen lengre i nedsvingen sammenlignet med de kvinnelige forsøkspersonene, noe som minimerer treghetsmomentet for armer og golfkølle om skulderleddet. Muligens kan denne differansen være en forklarende faktor for kjønnsforskjellen i maksimal håndhastighet.

Modelleringsstudier har vist at for å få golfkøllen vertikal i impact må håndleddsmomentet (T_h) øke med økende håndleddsvinkel (\angle_h) for et gitt moment i skulder-armsegmentets proksimale ende (T_o) (Sprigings & Neal, 2000). Muligens kan den tidligere utretningen av \angle_h blant kvinnene skyldes lavere maksimalt T_h i forhold til T_o , i og med at kvinnenes styrke sammenlignet med mennene var 67,0 prosent for det stående medisinalkastet og 61,6 prosent for det gjennomsnittlige grepstrykket.

Sammenhenger blant menn

Det var noe overraskende at det ikke ble funnet noen signifikante sammenhenger mellom maksimal køllehodehastighet og timing av maksimal hofterotasjonshastighet, - overkropprotasjonshastighet, -håndbanehastighet eller -håndleddvinkel blant de mannlige forsøkspersonene. Timingen for disse parametrene har vist seg å være forskjellig mellom mannlige amatører og elitespillere (Tinmark, 2006b; Zheng et al., 2008). Jeg fant ingen studier som undersøker hvordan disse timingparameterene henger sammen med køllehodehastighet blant elitespillere. Standardavviket for timingen av de maksimale segmenthastighetene var relativt lavt blant de mannlige elitespillerne (hofterotasjon $\pm 10,2$ %, overkropprotasjon $\pm 5,3$ %, håndhastighet $\pm 4,7$ % og håndleddsvinkel $\pm 3,1$ %), noe som tyder på en viss grad av likhet i timing.

Heller ikke X-faktor stretch korrelerte med maksimal køllehodehastighet blant de mannlige forsøkspersonene ($r=0,07$). Jeg fant ingen tilsvarende sammenligning blant elitespillere i litteraturen, men Cheetham et al. (2000) fant at profesjonelle golfspillere har større X-faktor stretch (9°) enn amatører (6°). Gjennomsnittlig X-faktor stretch blant de mannlige forsøkspersonene i denne studien var $11,9$ grader, men det var stor variabilitet innenfor gruppen (std $\pm 10,8^\circ$). Samtlige forsøkspersoner hadde en positiv verdi for X-faktor stretch, noe som innebærer at alle i større eller mindre grad startet nedsvingen med hofterotasjon i forhold til overkroppen.

At lag ikke korrelerte signifikant med køllehodehastighet ($r=0,14$) står i noe motsetning til funnet til Wiren (1968) som fant en positiv korrelasjon på $0,52$ med bruk av samme metode for måling av lag som denne studien. Muligens kan denne differansen skyldes ulikheter i nivå, men handikappet til de 14 mannlige golfspillerne som ble testet i studien til Wiren (1968) ble ikke oppgitt.

Resultatene fra denne studien tyder på at forskjeller i timing ikke forklarer forskjeller i køllehodehastighet blant de mannlige elitegolfspillerne. Det er mulig at valg av andre timingparametre ville gitt andre resultater.

5.3 Mulige applikasjoner

Resultatene fra denne studien tyder på at ulikheter i antropometri og styrke er de viktigste faktorene bak forskjeller i maksimal køllehodehastighet hos elitespillere i golf. Høyde og armlengde er genetisk bestemt, men styrke kan økes gjennom styrketrening (Fleck & Kraemer, 2004). Studier har også vist at styrketrening gir økt køllehodehastighet hos både amatører (f.eks. Westcott et al., 1996) og elitespillere (f.eks. Doan et al., 2006). Effekten av styrketrening på køllehodehastighet ser ut til å være noe større for kvinner enn for menn (Doan et al., 2006; Lanford, 1976). Økt styrke vil også gi en lavere aktiveringsgrad i prosent av maksimal styrke for en gitt køllehodehastighet, noe som muligens kan være gunstig for presisjon (Schmidt & Lee, 2005). Korrekt utført styrketrening har også et skadeforebyggende potensial (Hellström, 2002).

6. Konklusjon

De mannlige forsøkspersonene svingte med en lavere andel av maksimal køllehodehastighet ved konkurransedriver (93,4 %) sammenlignet med de kvinnelige forsøkspersonene (96,9 %). Denne kjønnsforskjellen er ikke tidligere oppgitt i litteraturen. Det viste seg også at differansen mellom maksimal køllehodehastighet og konkurransehastighet steg med økende køllehodehastighet for de mannlige elitespillerne.

Timingparametre og bevegelsesutslag så ikke ut til å kunne forklare forskjeller i maksimal køllehodehastighet mellom elitespillerne. Antropometriske parametre og resultat på styrketestene viste gjennomgående signifikante kjønnsforskjeller og signifikante korrelasjoner med køllehodehastighet for de mannlige spillere.

Økt styrke gir mulighet for å skape større leddmoment, og dermed større segmentakselerasjoner og høyere køllehodehastighet. Økt armlengde gir lavere muskelforkortningshastighet for en gitt banehastighet for hendene og dermed potensial for økt leddmoment.

Armlengde er genetisk bestemt, men styrke kan økes gjennom styrketrening. Styrketrening har vist seg å gi økning i køllehodehastighet hos både amatører og elitegolfspillere. Mannlige og kvinnelige elitegolfspillere som ønsker å øke køllehodehastighet anbefales derfor å drive styrketrening.

Referanser

- Abdel-Aziz, T. I. & Karara, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry.
- Adler-Henerud, D. (2006). *Svingrotationstyrka ock svinghastighet hos golfspelare*. Mellomfagsoppgave ved Gymnastick- ock Idrottshögskolan, Stockholm.
- Alter, M. J. (2004). *Science of flexibility* (3rd ed.). Leeds: Human Kinetics.
- Ball, K. A. & Best, R. J. (2006). Different centre of pressure patterns within the golf stroke I: Cluster analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25, 757-770.
- Barrentine, S. W., Fleisig, G. S., Johnson, H. & Woolley, T. W. (1994). Ground reaction forces and torques of professional and amateur golfers. I *Science and golf II*. (s. 33-39). London: E & FN Spon.
- Betzler, N., Monk, S., Wallace, E., Otto, S. R. & Shan, G. (2008). From the double pendulum model to full-body simulation: Evolution of golf swing modeling. *Sports Technology*, 1, 175-188.
- Budney, D. R. & Bellow, D. G. (1990). Evaluation of golf club grip control by grip pressure. I *Science and golf*. (s. 30-35). London: E. & F.N. Spon.
- Burden, M. A., Grishaw, P. N. & Wallace, E. S. (1998). Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *Journal of Sports Sciences*, 16, 165-175.
- Brechue, W. F. & Abe, T. (2002). The role of FFM accumulation and skeletal muscle architecture in powerlifting performance. *European Journal of Applied Physiology*, 86, 327-336.
- Brown, D., Best, K. & Ball, K. (2002). Age, centre of pressure and clubhead speed in golf. I *Science and golf IV*. (s. 28-34). London: Routledge.

- Cauraugh, L. G., Gabert, T. E. & White, J. J. (1990). Tennis serving velocity and accuracy. *Perceptual and Motor Skills*, 70, 719-722.
- Cheetham, P. J., Martin, P. E., Mottram, R. E. & St. Laurent. (2000). The importance of stretching the X-factor in the golf downswing. I *Book of Abstracts: 2000 Pre-Olympic Congress on Sport Science, Sports Medicine and Physical Education*. (s.195).
- Cheetham, P. J., Rose, G. A., Hinrichs, R. N., Neal, R. J., Mottram, R. E., Hurrion, P. D. et al. (2008). Comparison of kinematic sequence parameters between amateur and professional golfers. I *Science and golf V*. (s. 30-36). Mesa: Energy in Motion.
- Cochran, A. J. & Stobbs, J. (1968). *Search for the perfect swing*. Chicago: Triumph Books.
- Davids, K., Bennet, S. & Newell, K. (2006). *Movement system variability*. Leeds: Human Kinetics.
- Davis, K. L., Kang, M., Boswell, B. B., DuBose, K. D., Altman, S. R. & Binkley, H. M. (2008). Validity and reliability of the medicine ball throw for kindergarten children. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1958-1963.
- Dempster, W. T. (1955). *Space requirements for the seated operator: Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. Wright-Patterson Air Force Base.
- Doan, B. K., Newton, R. U., Kwon, Y. H. & Kraemer, W. J. (2006). Effects of physical conditioning on intercollegiate golfer performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 62-72.
- Dorado, C. Moysi, J. S., Vicente, G., Serrano, J. A., Rodriguez, L. P. & Calbet, A. L. (2002). Bone mass, bone mineral density and muscle mass in professional golfers. I *Science and Golf IV*. (s. 54-63). London: Routledge.

- Duncan, M. J., Al-Nakeeb, Y. & Nevill, A. M. (2005). Influence of familiarization on a backward, overhead medicine ball explosive power test. *Research in Sports Medicine, 13*, 345-352.
- Egret, C. I., Vincent, O., Weber, J., Dujardin, F. H. & Chollet, D. (2003). Analysis of 3d kinematics concerning three different clubs in golf swing. *International Journal of Sports Medicine, 24*, 465-470.
- Egret, C. I., Nicolle, B., Dujardin, F. H., Weber, J. & Chollet, D. (2006). Kinematic analysis of the golf swing in men and women experienced golfers. *International Journal of Sports Medicine, 27*, 463-467.
- Farrally, M. R., Cochran, A. J., Crews, D. J., Hurdzan, M. J., Price, R. J., Snow, J. T. et al. (2003). Golf science research at the beginning of the twenty-first century. *Journal of Sports Sciences, 21*, 753-765.
- Fletcher, M. & Hartwell, M. (2004). Effect of an 8-week combined weight and plyometric training program on golf driving performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 18*, 59-62.
- Fleck, S. J. & Kraemer, W. J. (2004). *Designing resistance training programs* (3rd ed.). Leeds: Human Kinetics.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiology Review, 81*, 1725-1789.
- Geisler, PR. (2001). *Sports injury prevention and rehabilitation*. New York: McGraw-Hill.
- Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). Optimal digital filtering requires a different cut off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of Biomechanics, 30*, 851-855.

- Gordon, B. J. & Dapena, J. (2006). Contributions of joint rotations to racquet speed in the tennis serve. *Journal of Sports Sciences*, 24, 31-49.
- Gross, J. B & Gill, D. (1982). Competition and instructional set effects on the speed and accuracy of a throwing task. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53, 125-132.
- Hamilton, G. F., McDonald, C. & Chenier, T. C. (1992). Measurement of grip strength: Variability and reliability of the Sphygmomanometer and Jamar grip dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 5, 215-219.
- Hay, J. G. (1993). *The biomechanics of sports techniques* (4th ed.). Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Hellström, J. (2002). Strength training and injury prevention for professional golfers. I *Science and golf IV*. (s. 64-76). London: Routledge.
- Hellström, J. (2008). The relationship between physical tests, measures, and clubhead speed in elite golfers. I *Annual review of golf coaching*. (s. 85-92). Brentwood: Multi-Science Publishing
- Hellström, J. & Tinmark, F. (2008). The association between stability and swing kinematics of skilled high school golfers. I *Science and Golf V*. (s. 37-44). Mesa: Energy in Motion.
- Herring, R. M. & Chapman, A. E. (1992). Effects of changes in segmental values and timing of both torque and torque reversal in simulated throws. *Journal of Biomechanics*, 10, 1173-1184.
- Hume, P. A., Keogh, J. & Reid, D. (2005). The role of biomechanics in maximising distance and accuracy of golf shots. *Sports Medicine*, 35, 429-449.

- Iwatsubo, T., Kawamura, S., Furuichi, K. & Yamaguchi, T. (2002). Influence of characteristics of golf club head on release velocity and spin velocity of golf ball after impact. I *Science and Golf IV*. (s. 410-425). London: Routledge.
- Jones, D. (1999). The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility training on the club head speed in recreational golfers. I *Science and Golf III*. (s. 46-50). Leeds: Human Kinetics.
- Jorgensen, T. P. (1994). *The Physics of Golf* (2nd ed.). New York: Springer-Verlag.
- Kaneko, Y. & Sato, F. (2000). The adaptation of golf swing to inertia property of golf club. I *The Engineering of Sport*. (s. 469-476). London: Blackwell Science.
- Karlsen, J. (2003). *Golf Putting – Analyse av teknikk og prestasjon hos elitespillere*. Hovedfagsoppgave ved Norges idrettshøgskole, Oslo.
- Kawashima, K., Meshizuka, T. & Takeshita, S. (1999). I *Science and Golf III*. (s. 40-45). Leeds: Human Kinetics.
- Knuttgen, H. G. & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and measurement in exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1, 1-10.
- Koenig, G., Tamres, M. & Mann, R. W. (1994). The biomechanics of the shoe-ground interaction in golf. I *Science and Golf II*. (s. 40-45). London: E & FN Spon.
- Lampsa, M. A. (1975). Maximizing distance of the golf drive: An optimal control study. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, Transactions*, 97, 362-367.
- Lanford, E. E. (1976). *The effect of strength training on distance and accuracy in golf*. Doktorgradsavhandling ved Brigham Young University, Utah.

- Latella, F. S., Chu, Y., Tsai, Y. S., Sell, T. C. & Lephart, S. M. (2008). A method of golf specific proprioception to address physical limitations of the golf swing. I *Science and Golf V*. (s. 320-326). Mesa: Energy in Motion.
- Lemak, L. J., Fleisig, G. S., Welch, C. M., Marting, B. & Zvijac, J. E. (1994). Usefulness of partial swings in the rehabilitation of a golfer. I *Science and Golf II*. (s. 14-19). London: E & FN Spon.
- Lephart, S. M., Smoliga, J. M., Myers, J. B., Sell, T. C. & Tsai, Y. S. (2007). An eight-week golf-specific exercise program improves physical characteristics, swing mechanics and golf performance in recreational golfers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 860-869.
- Lindsay, D. M. & Horton, J. F. (2002). Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. I *Science and Golf IV*. (s. 77-87). London: Routledge.
- Lyttle, A. D., Wilson, G. J. & Ostrowski, K. J. (1996). Enhancing performance: Maximal power versus combined weight and plyometric training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10, 173-179.
- McDonald, W. M. & Hanzély, S. (1991). The Physics of the drive in golf. *American Journal of Physics*, 59, 213-218.
- MacDougall, J. D., Wenger, H. A. & Green, H. J. (1991). *Testing of the high performance athlete* (2nd ed.) USA: Human Kinetics.
- McHardy, A. & Pollard, H. (2005). Muscle activity during the golf swing. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 799-804.
- MacKenzie, S. J. (2005). *Understanding the role of shaft stiffness in the golf swing*. Doktorgradsavhandling ved University of Saskatchewan, Saskatchewan.

- McLaughlin, P. A. & Best, R. J. (1994). Three-dimensional kinematic analysis of the golf swing. I *Science and Golf II*. (s. 91-102). London: E & FN Spon.
- McTeigue, M., Lamb, S. R., Mottram, R. & Pirozzolo, F. (1994). Spine and hip motion analysis during the golf swing. I *Science and Golf II*. (s,50-58). London: E & FN Spon.
- Milburn. P. D. (1982). Summation of segmental velocities in the golf swing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 60-64.
- Miura, K. (2001). Parametric acceleration – the effect of inward pull of the golf club at impact stage. *Sports Engineering*, 4, 75-86.
- Mitchell, K., Banks, S., Morgan, D. & Sugaya, H. (2003). Shoulder motion during the golf swing in male amateur golfers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33, 196-203.
- Montgomery, T. C. (2008). *The effects of sagittal plane postures on trunk rotation range of motion*. Hovedfagsoppgave ved Auckland University, Auckland.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y. S., Sell, T., Smollga, J. & Jolly, J. (2008). The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 26, 181-188.
- Naruo, T., Fujikawa, Y., Oomori, K. & Sato, F. (2002). Optimization of golf club face for enhancement of coefficient of restitution. I *Science and Golf IV*. (s. 426-437). London: Routledge.
- Neal. R. J., Lumsden, R. G., Holland, M. H. & Mason, B. (2008). Segment interactions: Sequencing and timing in the downswing. I *Science and Golf V*. (s. 21-29). Mesa: Energy in Motion.
- Nesbit, S. M. (2005). A three dimensional kinematic and kinetic study of the golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 499-519.

- Newell, K. M. & Carlton, L. G. (1985). On the relationship between peak force and peak force variability in isometric tasks. *Journal of Motor Behaviour*, 17, 230-241.
- Okuda, I. & Armstrong, C. W. (2002). Biomechanical analysis of professional golfer's swing: Hidemichi Tanaka. I *Science and Golf IV*. (s. 18-27). London: Routledge.
- Pelz, D. T., Pelz, E., Evans, S. & Bracey, D. (2008). Golfer performance: Amateurs vs. pros. I *Science and Golf V*. (s. 146-153). Mesa: Energy in Motion.
- Penner, A. R. (2003). The physics of golf. *Reports of Progression in Physics*, 66, 131-171.
- Pickering, W. M. & Vickers, G. T. (1999). On the double pendulum model of the golf swing. *Sports Engineering*, 2, 161-172.
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26, 125-135.
- Reyes, M. G. & Mittendorf, A. (1999). A mathematical swing model for a long-driving champion. I *Science and Golf III*. (s. 13-19). Leeds: Human Kinetics.
- Reyes, M. G., Munro, M., Held, B. & Gebhardt, W. J. (2002). Maximal static contraction strengthening exercises and driving distance. I *Science and Golf IV*. (s. 45-53). London: Routledge.
- Roberts, J. R., Jones, R. & Rothberg, S. J. (2001). Measurement of contact time in short duration sports ball impacts: An experimental method and correlation with the perceptions of elite golfers. *Sports Engineering*, 4, 191-203.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Leeds: Human Kinetics.

- Robinson, R. L. (1994). A study of the correlation between swing characteristics and club head velocity. I *Science and golf II*. (s. 84-90). London: E & FN Spon.
- Sanders, R. H. & Owens, P. C. (1992). Hub movement during the swing of elite and novice golfers. *International Journal of Sports Biomechanics*, 8, 320-330.
- Schmidt, R. A., Zelaznik, H. N., Hawkins, B., Frank, J. S. & Quinn, J. T. (1979). Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, 86, 415-441.
- Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (2005). *Motor control and learning: A behavioural emphasis* (4th ed.). Leeds: Human Kinetics.
- Sell, T. C., Tsai, Y. S., Smoliga, J. M., Myers, J. B. & Lephart, S. M. (2007). Strength, flexibility and balance characteristics of highly proficient golfers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1168-1171.
- Sherwood, D. E. & Schmidt, R. A. (1980). The relationship between force and force variability in minimal and near-maximal static and dynamic contractions. *Journal of Motor Behaviour*, 12, 75-89.
- Sherwood, D. E., Schmidt, R. A. & Walter, C. B. (1988). The force/force-variability relationship under controlled temporal conditions. *Journal of Motor Behaviour*, 20, 106-116.
- Sprigings, E. J. & Neal, R. J. (2000). An insight into the importance of wrist torque in driving the golfball: A simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 356-366.
- Sprigings, E. J. & Mackenzie, S. J. (2002). Examining the delayed release in the golf swing using computer simulation. *Sports Engineering*, 5, 23-32.

- Stockbrugger, B. A. & Haennel, R. G. (2001). Validity and reliability of a medicine ball explosive power test. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 426-430.
- Suzuki, S., Hoshino, Y. & Kobayashi, Y. (2009). Skill analysis of the wrist release in the golf swing utilizing shaft elasticity. *Journal of System Design and Dynamics*, 3, 47-58.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A. & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, 30, 729-732.
- Thompson, C. J. (2002). Effect of muscle strength and flexibility on club-head speed in older golfers. I *Science and Golf IV*. (s. 35-44). London: Routledge.
- Thompson, C. J. & Wayne, H. O. (2004). Effects of an 8-week multimodal exercise program on strength, flexibility and golf performance in 55- to 79-year-old men. *Journal of Aging and Physical Activity*, 11, 144-156.
- Thompson, C. J., Myers Cobb, K. & Blackwell, J. (2007). Functional training improves club head speed and functional fitness in older golfers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 131-137.
- Tinmark, F. (2006a). *Hoftpartiets ock skuldergörgelns kinematikk i golf – ved slag med skilda krav avseende klubbhastighet*. Mellomfagsoppgave ved Gymnastick- ock Idrottshögskolan, Stockholm.
- Tinmark, F. (2006b). *Kinematik i golfsvingen – med avseende på maximering av slaglängd*. Mellomfagsoppgave ved Gymnastick- ock Idrottshögskolan, Stockholm.
- Tsai, Y. S., Sell, T. C., Myers, J. B., McCrory, J. L., Lauder, K. G., Pasquale, M. R. et al. (2004). The relationship between hip muscle strength and golf performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 9.

- Tuxen, F. (2008). Optimization of driving distance – importance of determining the attack angle. I *Science and Golf V*. (s. 469-476). Mesa: Energy in Motion.
- Vagellow, D. & Santiago, N. (2008). Less is more and more is better: Potential benefits of less length and more loft in the driving club for recreational women golfers. I *Science and Golf V*. (s. 462-468). Mesa: Energy in Motion.
- Van den Tillaar, R. & Ettema, G. (2004). Force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 211-219.
- van Ingen Schanu, G. J., Bobbert, M. F. & de Haan, A. (1997). Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389-415.
- Wallace, E. S., Graham, E. W. & Bleakley, E.W. (1990). Foot-to-ground pressure patterns during the golf drive: A case study involving a low handicap player and a high handicap player. I *Science and Golf*. (s. 25-29). London: E. & F.N. Spon.
- Wallace, E. S., Otto, S. R. & Nevill, A. (2007). Ball launch conditions for skilled golfers using drivers of different lengths in an indoor testing facility. *Journal of Sports Sciences*, 25, 731-737.
- Westcott, W. L., Dolan, F. & Cavicchi, T. (1996). Golf and strength training are compatible activities. *Journal of Strength and Conditioning*, 18, 54-56.
- Williams, K. R., Jones, J. & Snow, B. (1988). Ground reaction forces during the golf swing in relation to hitting performance. *Journal of Biomechanics*, 21, 869.
- Wiren, G. (1968). *Human factors influencing the golf drive for distance*. Doktorgradsavhandling ved University of Oregon, Oregon.
- Worobets, J. T. & Stefanyshyn, D. J. (2007) Shaft stiffness significantly influences golf clubhead speed at impact. *Journal of Biomechanics*, 40, 279.

Yoon, S., Richard, M. D. & Fisher, A. G. (1998). *The relationship between muscle power and swing speed in low-handicapped golfers*. Hovedfagsoppgave ved Brigham Young University, Utah.

Zatsiorsky, V. M., Lanka, Y. E. & Shalmanov, A. A. (1981). Biomechanical analysis of shot putting technique. *Exercise and Science Reviews*, 9, 353-389.

Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Leeds: Human Kinetics.

Zheng, N., Barrentine, S. W., Fleisig, G. S. & Andrews, J. R. (2008). Kinematic analysis of swing in pro and amateur golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 487-493.

Åstrand, P.O., Rodahl, K., Dahl, H. A. & Strømme, S. B. (2003). *Textbook of work physiology* (4th ed.). Leeds: Human Kinetics.

Vedlegg A: Informasjonsskriv til aktuelle forsøkspersoner

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt:

Hvordan påvirker muskelstyrke og bevegelse oppnåelsen av køllehodehastighet hos elitegolfere?

Dette skrivet er til alle potensielle forsøkspersoner. Det betyr at vi ber om din deltakelse i prosjektet, så fremt du oppfyller kriteriene for deltakelse: Du må være i alderen 15-55 år, frisk og uten muskel- eller skjelettskader. I tillegg må du være PGA-tournament professional, eller ha golf-handicap lavere enn 3. Du må også svinge høyrehendt.

Bakgrunn og hensikt med forsøket

Mange studier innen golf-forskningen er gjort i forhold til oppnåelsen av slaglengde. Noen studier har undersøkt hvordan svingteknikk påvirker slaglengde, andre studier har sett på effekter av styrke- og bevegelsestrening på slaglengde.

En ledende teori innen motorisk kontroll hevder at fysiske begrensninger som muskelstyrke og bevegelse er svært avgjørende for menneskelig bevegelse. Målet med denne studien er å utforske hvordan muskelstyrke og bevegelse er relatert til oppnåelsen av køllehodehastighet hos elitegolfere.

Gjennomføring av forsøket

Forsøket vil foregå i bevegelseslaboratoriet ved Norges idrettshøgskole. Den enkelte forsøksperson vil møte for testing ved en anledning med en varighet på rundt 3 timer. Svingmålingene foregår med et bevegelsesanalyzesystem som måler posisjonen til markører som festes på huden med tosidig teip. Forsøkspersoner må derfor svinge i kort shorts for menn og kort shorts/tights og sportsbh for kvinner. Svingene tas også opp på video, da enkelte kanskje ønsker tilbakemelding på egne testresultater. Etter svingmålingene gjennomføres en rekke bevegelses- og styrketester. **Ta med golfhanske, golfsko, treningssko og treningstøy.**

Trening og spising i forbindelse med forsøket

Du skal ikke gjennomføre noen form for trening eller fysisk anstrengende arbeid de fire siste dagene før forsøket starter. Forsøkspersonene bes om selv å passe på at de har et fornuftig kosthold i dagene før forsøket. Spis gjerne et solid måltid før oppmøtet, men ikke senere enn 2 timer før forsøket begynner.

Eventuelle fordeler og ulemper ved å delta

Ulemper:

Deltakelse på prosjektet vil kreve noe tid og oppmerksomhet. Styrketestene er lagt opp slik at skaderisikoen er minst mulig. Testene gjennomføres likevel med maksimal innsats, og vil medføre en viss risiko for skade. Testene kan føre til en følelse av sårhet/stølhets i muskulaturen i de etterfølgende dagene.

Fordeler:

Du har mulighet til å delta på et forskningsprosjekt, og du vil få kjennskap til humanforskning i praksis, noe en vanligvis ikke får anledning til.

Du vil få kvantitativ data på din styrke og bevegelse, og kan sammenligne deg med gjennomsnittsverdiene fra de andre forsøkspersonene.

Alle forsøkspersoner vil motta den ferdige artikkelen i fulltekst når den er ferdig.

Hvis du har lest informasjonsskrivet og ønsker å være med som forsøksperson i prosjektet, ber vi deg undertegne "Samtykkeerklæringen" og returnere dette til en av personene oppgitt nedenfor senest ved oppmøte for testing. Du bekrefter samtidig at du har fått kopi av og lest denne informasjonen. Du kan også signere samtykket ved oppmøte.

Det er selvfølgelig frivillig å delta og du kan når som helst trekke deg fra prosjektet uten videre begrunnelse. Skulle du ønske å tilbakekalle samtykket om deltakelse i studien, kan du kreve at innsamlet personopplysninger blir slettet eller anonymisert. Alle data vil bli behandlet konfidensielt og oppbevart aidentifisert i prosjektperioden. Ved prosjektslutt 1. juli 2008 skal datamaterialet anonymiseres. Videoopptak lagres utilgjengelig i safe 5 år etter prosjektslutt før de slettes i tilfelle enkelte spillere skulle ønske tilgang til egne opptak. Prosjektet er meldt til Personvernombudet for forskning, Norsk Samfunnsvitenskapelig datatjeneste og til Regional etisk komité for medisinsk forskningsetikk (REK).

Dersom du ønsker flere opplysninger kan du ta kontakt med Andreas Hagan på tlf: 92 44 65 68 eller Jon Karlsen på tlf: 40 45 45 50

Vennlig hilsen

Andreas Hagan (mastergradsstudent)

Gerald Smith (hovedveileder)

Jon Karlsen (biveileder)

Vedlegg B: Samtykkeerklæring

Samtykkeerklæring

Jeg har mottatt informasjon om prosjektet ”*Hvordan påvirker muskelstyrke og bevegelighet oppnåelsen av køllehodehastighet hos elitegolfere?*” og ønsker å delta som forsøksperson i prosjektet.

Navn:

E-post:

Tlf:

Dato: / -05 Sted:

.....
(signatur)

Personer under 18 år må i tillegg ha samtykke fra en foresatt.

Navn:

E-post:

Tlf:

Dato: / -05 Sted:

.....
(signatur)

Vedlegg C: Svarbrev fra Etisk komité



UNIVERSITETET I OSLO
DET MEDISINSKE FAKULTET

Cand. scient. Jon Karlsen
Norges idrettshøgskole
Pb. 4014 Ullevål Stadion
0806 Oslo

Regional komité for medisinsk forskningsetikk
Ser- Norge (REK Sør)
Postboks 1130 Blindern
NO-0318 Oslo

Dato: 27.06.07
Deres ref.:
Vår ref.: S-07251b

Telefon: 228 50 670
Telefaks: 228 44 661
E-post: o.p.hole@medisin.uio.no
Nettadresse: www.etikkom.no

S-07251b Hvordan påvirker muskelstyrke og bevegelighet oppnåelsen av kølkehodehastighet hos elitegolfere? [2.2007.1538]

Vi viser til søknad mottatt 23.05.07 med følgende vedlegg: Protokoll; informasjonsskriv med samtykkeerklæring.

Komiteen behandlet søknaden i sitt møte torsdag 14.06.07.

Vedtak:

Prosjektet omfatter ikke medisinsk eller helsefaglig forskning, og faller dermed utenfor komiteens mandat.

Med vennlig hilsen

Tor Norseth
Leder

Ola F. Hole
Sekretær

Kopi: Andreas Hagan, Norges Idrettshøgskole, Pb. 4014 Ullevål Stadion, 0806 Oslo

Vedlegg D: Svarbrev fra Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste

Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS
NORWEGIAN SOCIAL SCIENCE DATA SERVICES



Harald Hårfages gate 29
N-5007 Bergen
Norway
Tel: +47-55 58 21 17
Fax: +47-55 58 95 50
nsd@nsd.uib.no
www.nsd.uib.no
Org. nr. 985 321 884

Jon Karlsen
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole
Postboks 4014
0806 OSLO

Vår dato: 15.08.2007

Vår ref.:17057/AMS

Deres dato:

Deres ref:

KVITTERING PÅ MELDING OM BEHANDLING AV PERSONOPPLYSNINGER

Vi viser til melding om behandling av personopplysninger, mottatt 07.06.2007. Meldingen gjelder prosjektet:

17057

Hvordan påvirker muskelstyrke og bevegelighet oppnåelsen av kallehodebærlighet hos elitegolfere?

Behandlingsansvarlig

Norges idrettshøgskole, ved institusjonens overste leder

Daglig ansvarlig

Jon Karlsen

Student

Andreas Hagan

Personvernombudet har vurdert prosjektet og finner at behandlingen av personopplysninger er meldepliktig i henhold til personopplysningsloven § 31. Behandlingen tilfredsstiller kravene i personopplysningsloven.

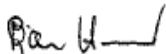
Personvernombudets vurdering forutsetter at prosjektet gjennomføres i tråd med opplysningene gitt i meldeskjemaet, korrespondanse med ombudet, eventuelle kommentarer samt personopplysningsloven/-helseregisterloven med forskrifter. Behandlingen av personopplysninger kan settes i gang.

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

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

Personvernombudet vil ved prosjektets avslutning, 01.07.2008, rette en henvendelse angående status for behandlingen av personopplysninger.

Vennlig hilsen


Bjørn Henrichsen


Anne-Mette Somby

Kontaktperson: Anne-Mette Somby tlf: 55 58 24 10
Vedlegg: Prosjektvurdering

Kopi: Andreas Hagan, Ekornrudveien 28, 1410 KOLBOTN

Avdelingskontorer / District Offices:

OSLO: NSD, Universitetet i Oslo, Postboks 1055 Blindern, 0316 Oslo, Tel: +47-22 85 52 11, nsd@uio.no
TRONDHEIM: NSD, Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, 7491 Trondheim, Tel: +47-73 59 19 07, kyrre.sarva@svt.ntnu.no
TROMSØ: NSD, SVF, Universitetet i Tromsø, 9037 Tromsø, Tel: +47-77 64 43 26, nsdmsa@svt.uit.no

Personvernombudet for forskning



Prosjektvurdering - Kommentar

17057

Personvernombudet finner at behandlingen kan finne sted med hjemmel i personopplysningsloven § 8 første ledd (samtykke).

Informasjonsskrivet er tilfredstillende etter revisjon jf. e-post 13.07.2007.

Når resultatene presenteres skal ingen enkeltpersoner kunne gjenkjennes.

Ved prosjektslutt 01.07.2008 vil koblingsnøkkelen bli slettet. Videoopptakene oppbevares i ytterligere 5 år i påvente av eventuell utlevering til spillerne.