

Martin Nissen Ekeberg

Muskel-senesystemets egenskaper hos tre ulike grupper idrettsutøvere med forskjellige arbeidskrav til underekstremiteten

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2010

Sammendrag

Formålet med denne studien var å få økt kunnskap om muskel-senesystemets struktur, egenskaper og funksjon hos tre ulike grupper idrettsutøvere: styrke- og vektløfterne (n=8, 24,8 ± 6,2 år; 177 ± 10 cm; 100 ± 24,5 kg), orienterings- og langdistanseløpere (n=7, 35,6 ± 11,9 år; 186 ± 4 cm; 75,7 ± 5,1 kg) og høydehoppere (n=3, 19,7 ± 1,2 år; 186 ± 9 cm; 76,9 ± 3,4 kg).

Utøverne ble testet i følgende variabler: maksimal isometrisk kneekstensjon, fjærstivhet i patellarsenen, muskeltverrsnittareal i lår og legg, senetverrsnittareal i patellar- og akillessenen, vertikal fjærstivhet ved lav, medium og høy selvvalgt løpshastighet, vertikal fjærstivhet ved hopp på stedet med selvvalgt høy frekvens, spenst (knebøyhopp og svikhopp) og løpshurtighet (20 og 40 meter sprint). Vi undersøkte hvorvidt det var forskjeller i muskel-senesystemets mekaniske og strukturelle egenskaper mellom de tre gruppene, og hvilke sammenhenger det var mellom disse egenskapene og prestasjon ved maksimal isometrisk kneekstensjon, spenst og sprinthurtighet.

Hopperne hadde høyere vertikal fjærstivhet enn styrkeløfterne og løperne ved tobeinshopp på stedet, samt høyere vertikal fjærstivhet enn løperne ved ettbeinshopp på stedet i både sats- og ikke satsbein. Styrkeløfterne hadde høyere tverrsnittareal i lårmuskulatur og patellarsenen sammenlignet med løperne, mens hopperne hadde høyere tverrsnittareal i patellarsenens midtre del enn løperne. Styrkeløfterne utviklet større kraft enn løperne og hopperne ved maksimal isometrisk kneekstensjon. Styrkeløfterne og hopperne hoppet høyere enn løperen ved både knebøy- og svikhopp. Det var en sammenheng mellom tverrsnittareal i muskulatur på forsiden av låret og tverrsnittarealet i patellarsenen, men ingen sammenheng mellom tverrsnittareal i muskulatur på leggens bakside og tverrsnittarealet i akillessenen.

Den høye vertikale fjærstivheten i hoppernes underekstremitet skyldes med stor sannsynlighet at de har en høyere fjærstivhet i ankelleddet enn de andre gruppene. At styrkeløfterne utviklet størst kraft ved maksimal isometrisk kneekstensjon skyldes med stor sannsynlighet at de hadde det høyeste muskeltverrsnittareal i lårets forside. Grunnet lavt antall hoppere var det vanskelig å trekke klare konklusjoner fra denne studien.

Forord

Denne studien er en del av tverrsnittsstudien ”Muskel og sene samspill hos idrettsutøvere med ulike krav til muskel og senesystemet i beina” som foregår ved Norges idrettshøgskole.

Oppgaven ville ikke sett ut slik den gjør i dag uten all hjelp og alle bidrag jeg har fått underveis. Spesielt vil jeg takke mine veiledere Ola Eriksrud og Truls Raastad for veiledning, bidrag og interesse gjennom hele prosjektet.

I tillegg til disse ønsker jeg å takke:

Vidar Jacobsen- for å ha tryllet bort tekniske problemer underveis.

Glenn Refsnes og Nicola Merieau- for hjelp med datainnsamling.

Knut Inge Hansen ved Curato Røntgen- for hjelp med innsamling og analyse av MR.

Nils Helge Kvamme- for interesse og hjelp ved dataanalyse.

Forsøkspersonene- for at dere var del av prosjektet.

Kantinegjengen- for stor sosial kompetanse.

Ida- for humør, støtte, tålmodighet og generell positiv innflytelse gjennom hele perioden.

Børre- for humør.

Samemafiaen Futsal- for lissepasninger, finspill, sosial spisskompetanse og samhold gjennom hele studietiden.

Innhold

Sammendrag.....	2
Forord.....	3
1.0 Innledning.....	7
1.1 Bakgrunn.....	7
1.2 Problemstilling.....	8
1.3 Hypoteser.....	8
2.0 Teori.....	9
2.1 Underekstremiteten ved gange, løp og hopp.....	9
2.2 Fjærstivhet i underekstremiteten.....	12
2.2.1 Oppsummering.....	15
2.3 Muskel-senesystemet i underekstremiteten.....	15
2.3.1 Oppsummering.....	19
2.4 Muskel-senesystemet sine adaptive egenskaper.....	19
2.4.1 Oppsummering.....	25
2.5 Muskel- senesystemets egenskaper hos de ulike gruppene idrettsutøvere.....	26
2.5.1 Styrke- og vektløftere.....	26
2.5.2 Langdistanse- og orienteringsløpere.....	26
2.5.3 Høydehoppere.....	27
3.0 Metode.....	28
3.1 Studiedesign.....	28
3.2 Utvalg.....	28
3.2.1 Antropometriske data.....	28
3.2.2 Inklusjonskriterier.....	29
3.3 Tester.....	29
3.3.1 Testprosedyrer.....	29
3.3.2 Fjærstivhet i patellarsenen.....	30
3.3.3 Hurtighet.....	32
3.3.4 Vertikale spensttester.....	33
3.3.5 Vertikal fjærstivhet ved løp.....	33
3.3.6 Vertikal fjærstivhet ved hopp.....	35
3.3.7 Tverrsnittsareal av muskler og sener.....	36
3.4 Statistisk databehandling.....	38

4.0 Resultater	39
4.1 Senestivhet i patellarsenen	39
4.2 Hurtighet	42
4.3 Vertikal spenst	42
4.4 Vertikal fjærstivhet	42
4.4.1 Vertikal fjærstivhet ved løp	42
4.4.2 Vertikal fjærstivhet ved hopp	43
4.5 Tverrsnittsareal av muskulatur og sener	45
4.5.1 Muskeltverrsnittsareal i låret	45
4.5.2 Muskeltverrsnittsareal i leggen	45
4.5.3 Tverrsnittsareal i patellarsenen	46
4.5.4 Tverrsnittsareal i akillessenen	48
4.6 Sammenhenger	49
4.6.1 Sammenheng mellom fjærstivet i patellarsenen vertikal fjærstivhet ved hopp og prestasjon ved de fysiske testene	49
4.6.2 Sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i underekstremiteten og prestasjon ved de fysiske testene	50
4.6.3 Sammenheng mellom senetverrsnittsareal og prestasjon ved de fysiske testene	51
4.6.4 Sammenheng mellom senetverrsnittsareal og muskeltverrsnittsareal	52
4.6.5 Sammenheng mellom fjærstivhet i patellarsenen og tverrsnittsareal i muskel og sene	53
4.6.6 Sammenheng mellom relativ styrke i forside lår og prestasjon ved sprint- og spensttestene	54
4.6.7 Sammenheng mellom sprint- og hopp prestasjon	55
5.0 Diskusjon	57
5.1 Fjærstivhet ved løp og hopp	58
5.1.1 Forskjeller mellom satsbein og ikke satsbein	60
5.2 Muskelstyrke ved maksimal isometrisk kneekstensjon	61
5.3 Prestasjon ved knebøyhopp og svikthopp	62
5.4 Prestasjon ved 20 og 40 meter sprint	64
5.5 Sammenheng mellom prestasjon ved sprint- og spensttestene	65
5.6 Sammenheng mellom tverrsnittsareal i muskel og sene	65
5.7 Forlengelse i patellarsenen	67
5.8 Svakheter ved egen metode	68
5.8.1 Antall forsøkspersoner	68

5.8.2 Målinger av vertikal fjærstivhet	68
5.8.3 Måling av fjærstivhet i patellarsenen	69
5.8.4 Analyse av MR-målinger	69
5.8.5 Hopptester	69
6.0 Konklusjon.....	70
7.0 Referanser	71
Vedlegg	79
Vedlegg 1.....	79
Vedlegg 2.....	84
Vedlegg 3.....	88
Vedlegg 4.....	92
Vedlegg 5.....	93
Vedlegg 6.....	95
Vedlegg 7.....	97
Vedlegg 8.....	99

1.0 Innledning

1.1 Bakgrunn

Formålet med denne tverrsnittsstudien er å få økt kunnskap om hvordan muskel-senesystemet i underekstremitetens strekkapparat er utviklet og hvordan det påvirker prestasjon hos tre ulike grupper idrettsutøvere.

De tre ulike gruppene av idrettsutøvere:

- Styrke- og vektløftere. Disse idrettene kjennetegnes ved få repetisjoner med stor kraftutvikling, store leddutslag i kne- og ankelleddet og en muskelkontraksjon hvor hensikten er å utvikle stor kraft.
- Langdistanse- og orienteringsløpere. Disse idrettene kjennetegnes ved svært mange repetisjoner med moderat kraftutvikling, lite leddutslag i kne- og ankelledd i kontaktfasen og moderat hastighet i muskelkontraksjonen under kontaktfasen.
- Høydehoppere. Denne idretten kjennetegnes ved få repetisjoner med stor kraftutvikling, lite leddutslag i kne- og ankelleddet og en muskelkontraksjon hvor hensikten er å utvikle stor kraft hurtig.

I denne tverrsnittsstudien sammenlignes idrettsutøvere med ulike mekaniske krav til muskel-senesystemet, som følge av de ulike idrettens egenart. Vi vil se på hvordan årelang trening innen de overnevnte gruppene har påvirket muskel-senesystemet.

Deretter vil dette relateres til muskelens og senens mekaniske og strukturelle egenskaper i underekstremiteten, samt ulike funksjonelle prestasjonsmål. Dette kan gi en bedre innsikt i muskel-senesystemets funksjon og dets adaptive egenskaper. Målet er å få en bedre forståelse av hva som kan være gunstig med tanke på muskel-senesystemets egenskaper, funksjon og overordnet prestasjon i de ulike idrettene.

Testvariablene: fjærstivhet i patellarsenen, muskeltverrsnittsareal i lår og legg, senetverrsnittsareal i patellar- og akillessen, vertikal fjærstivhet i underekstremiteten,

maksimal isometrisk kneekstensjon, spenst (knebøyhopp og svikthopp) og hurtighet (20 og 40 meter sprint).

1.2 Problemstilling

Er det forskjeller i muskel- og senesystemets mekaniske og strukturelle egenskaper hos de tre ulike gruppene idrettsutøvere?

Hvilke sammenhenger er det mellom mekaniske og strukturelle egenskaper i muskel-senesystemet og prestasjon i de ulike testene (isometrisk muskelstyrke, spenst og sprinthurtighet)?

1.3 Hypoteser

På bakgrunn av de ulike idrettens egenart er følgende hypoteser utarbeidet:

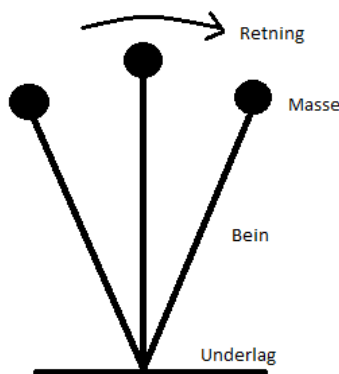
- Styrkeløfterne vil ha signifikant høyere tverrsnittsareal i knestrekkerne enn løperne og hopperne.
- Styrkeløfterne vil ha signifikant høyere fjærstivhet i patellarsenen sammenlignet med løperne og hopperne.
- Hopperne vil ha en akillessene med signifikant større tverrsnittsareal sammenlignet med styrke- og utholdenhetsutøvere.
- Hopperne vil ha signifikant høyere vertikal fjærstivhet ved hopp sammenlignet med de andre gruppene.
- Hopperne vil ha signifikant høyere vertikal stivhet i satsbeinet sammenlignet med ikke satsbeinet
- Hopperne vil ha signifikant bedre resultater på spensttestene sammenlignet med utholdenhetsutøvere.
- Hopperne vil ha signifikant bedre resultater på 20 og 40 meter sprint sammenlignet med utholdenhetsutøvere.
- Styrkeløfterne vil ha signifikant bedre resultater i maksimal isometrisk kneekstensjon sammenlignet med løperne og hopperne.

2.0 Teori

2.1 Underekstremiteten ved gange, løp og hopp

Underekstremiteten hos mennesker er skapt for bevegelse, med mulighet for bevegelse i tre dimensjoner. Muskel-senesystemet i menneskekroppens underekstremitet kan derfor via interaksjon med de ulike knoklene skape og kontrollere bevegelse i sagital-, frontal- og transversalplanet over de ulike leddene.

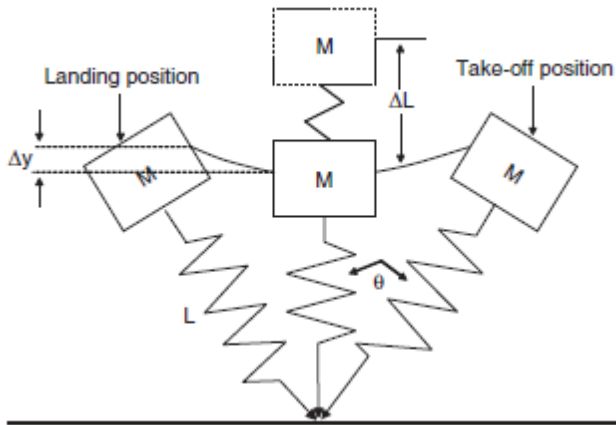
De vanligste, og mest studerte formene for bevegelse i underekstremiteten hos mennesker er gange, løp og hopp. Mellom disse er det både forskjeller og likheter. Gange kjennetegnes ved at minimum en fot til enhver tid har kontakt med underlaget, og i korte perioder har begge føttene kontakt med underlaget (Farley & Ferris, 1998). Ved gange er massesenteret på sitt høyeste punkt midt i steget, som et resultat av dette er den potensielle energien på sitt høyeste nettopp i denne posisjonen, og den kinetiske energien er høyest der hvor massesenteret er på sitt laveste punkt. På bakgrunn av dette er en omvendt pendel ofte brukt som en modell ved gange som beskriver bevaringen av mekanisk energi ved denne bevegelsesformen (figur 2.1).



Figur 2.1: beinet som omvendt pendel ved gange. Etter Farley & Ferris (1998).

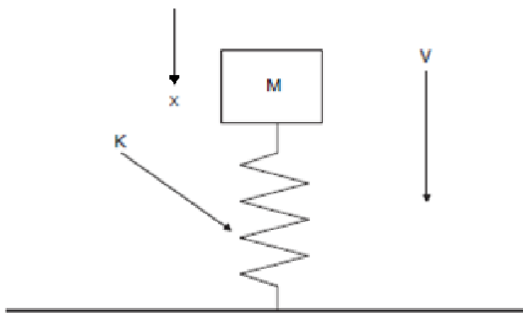
Ved løp er føttene ikke i kontakt med underlaget til enhver tid. Følgelig er det kontakt- og svevfasen ved løp. I kontaktfasen er kun en fot i kontakt med underlaget, mens i svevfasen har ikke kroppen kontakt med underlaget i det hele tatt. I motsetning til gange er ikke massesenterets høyeste punkt midt i steget ved løp, men ved det laveste punktet. Her vil den kinetiske og potensielle energien ha sine minimale og maksimale verdier, dette skjer nesten på samme tid, derfor vil bevaringen av mekanisk energi være minimal. Ved løp beskrives underekstremiteten som en fjær som lagrer og frigjør

energi. Når beinet, modellert som en fjær, komprimeres under kontaktfasen, lagres energi som frigjøres i frasparket. Altså er den elastiske potensielle energien størst midt i steget, og den kinetiske energien størst ved fraspark (Farley & Ferris, 1998) (figur 2.2).



Figur 2.2: massesenterets forflytning og endring i beinlengde under kontaktfasen ved løp. Skjematisk fremstilling av masse-fjær modellen fra fotsett til fraspark under kontaktfasen ved løp. ΔL = beinets kompresjon fra foten treffer bakken til laveste punkt. M = massesenter (kg). Δy = vertikal forflytning av massesenteret fra foten treffer bakken til laveste punkt (hentet fra (Brughelli & Cronin, 2008)).

Ved hopp som ved løp fungerer underekstremiteten som en fjær (figur 2.3). Under første del satsen lagres energi som frigjøres i den konsentriske fasen i satsen. Ved hopp har man en satsfase og en svevfasen. I satsfasen har en eller to føtter kontakt med underlaget avhengig av hopptype, mens man i svevfasen ikke har kontakt med underlaget (Farley & Ferris, 1998).



Figur 2.3: skjematisk fremstilling av masse-fjær modellen i første del av en sats, i andre del vil V peke oppover. K = fjærstivhet. M = masse (kg). V = massesenterets vertikale hastighet nedover. x = massesenterets vertikale forflytning (hentet fra (Brughelli & Cronin, 2008)).

Selv om man kan bruke enkle modeller for å beskrive komplekse bevegelser som gange og løp, så er det muskel-senesystemet via interaksjon med knoklene kan skape og kontrollere bevegelsene av ulike ledd i underekstremiteten, som blir beskrevet i modellene ovenfor som en kompresjon av en fjær. Det som da styrer disse bevegelsene er muskel og sene strukturene som da representerer fjærstivheten og motstanden mot kompresjonen av denne fjæren. Hvordan disse må samarbeide for å løse ulike bevegelser og skape krefter mot underlaget for å drive kroppens massesenter i ønsket retning er en elegant og kompleks interaksjon.

Hvordan de ulike musklene i underekstremitetene påvirker funksjon og virker som en fjær er avhenging av hvilke ledd de krysser, vektarmer, fysiologisk tverrsnittsareal, muskellengder og pennasjonsvinkler. I interaksjonen mellom muskler, sener og knokler spiller særlig musklene som går over to ledd en viktig rolle. Grègorie et al. (1984) fant i sin studie at mm. rectus femoris og gastrocnemius transporterer energi fra proksimale til distale ledd ved hopp, så disse kunne jobbe med relativt lav forkortningshastighet, og dermed utvikle større kraft enn musklene som kun går over et ledd. Dette bidro til lavere vinkelhastigheter i hofte- og kneledd ved hopp, som igjen medførte at lite kraft måtte gå til eksentrisk kontraksjon for å bremse for høy vinkelhastighet i disse leddene.

Forfatterne konkluderer med at denne transporten er essensiell i utførelsen av eksplosive bevegelser. Van Ingen Schenau et al. (1987) studerte mm. gluteus maximus, vastus lateralis, rectus femoris og gastrocnemius ved hopp. Han konkluderer med at dersom mennesker kun hadde hatt muskler som gikk over ett ledd, ville det vært umulig å utnytte musklens kapasitet optimalt, siden en del av kreftene ellers ville vært brukt til eksentrisk kontraksjon og oppbremsing av vinkelhastigheten i hofte- og kneledd fremfor å bidra til å akselerere kroppens massesenter i vertikal retning.

Musklene som går over to ledd er altså essensielle for optimal kraftoverføring fra proksimale til distale ledd og videre mot underlaget, og vil dermed være helt avgjørende ved løp og hopp (Van Ingen Schenau, 1987).

Forsøkspersonene i vår studie benytter seg av muskel-senesystemene i underekstremiteten på ulike måter i sine idretter. Strykeløfterne bruker beina for å løfte størst mulig masse vertikalt. Løperne bruker beina til å forflytte kroppen en lengre distanse horisontalt med mindre osillering av massesenteret ved submaksimale løpshastigheter. Hopperne bruker beina til å akselerere kroppens massesenter så høyt

opp som de er kapable til i en enkelt aksjon etter tilløp med en liten motbevegelse mot underlaget. Felles for alle tre gruppene er at bevegelsen hovedsakelig foregår i sagittalplanet.

2.2 Fjærstivhet i underekstremiteten

Begrepet fjærstivhet har sin opprinnelse i fysikken som en del av Hook's lov. Objekter som faller inn under denne loven er objekter som kan deformeres, og på denne måten lagre og frigjøre elastisk energi. Forutsetningen er at objektene form ikke endres permanent (Butler et al., 2003). Ifølge Latash & Zatsiorsky (1993) er fjærstivheten i en menneskekropp et resultat av fjærstivheten muskler, sener, ligamenter, brusk og bein bidrar med. Alle disse bestanddelene i underekstremiteten har evne til å lagre og frigjøre elastisk energi, og faller dermed inn under Hook's lov. Fjærstivhet kan defineres som et objekts evne til å motstå lengdeforandring.

For å beskrive fjærstivhet i underekstremiteten er det utviklet en forenklet masse-fjær modell. Her fremstilles benet som en fjær som støtter opp under kroppens masse, representert ved kroppens tyngdepunkt (figur 2.3). Latash & Zatsiorsky (1993) betegner denne modellen som kvasi-fjærstivhet, siden kun en verdi for fjærstivhet brukes til å beskrive alle komponentene i underekstremiteten som bidrar ved løp, hopp og gange. De samme forfatterne mener en viss grad av fjærstivhet er påkrevd for optimal utnyttelse av en strekk-forkortningssyklus, noe som resulterer i en effektiv utnyttelse av den lagrede elastiske energien i bevegelsesapparatet som oppstår under den belastende delen av en bevegelse. Denne prosessen har helt klart innvirkning på prestasjon. Fjærstivhet i underekstremiteten kan beskrives på to måter: som vertikal fjærstivhet og beinstivhet. Man kan beregne vertikal fjærstivhet, gitt ved formel 1, eller beinstivhet, gitt ved formel 2 (etter McMahon & Cheng, 1990).

Formel 1: $K_{\text{vert}}=F/\Delta y$

Formel 2: $K_{\text{leg}}=F/\Delta L$

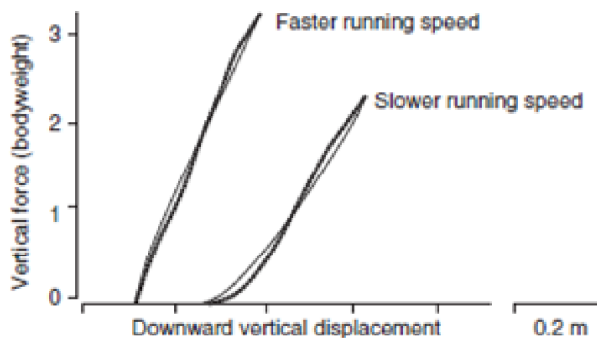
Δy i formel 1 er et mål på hvor mye massesenteret har forflyttet seg i vertikal retning ved hopp eller løp, mens ΔL gir et mål på benets lengde fra fotsett og gjennom hele steget. ΔL og Δy vil være det samme ved vertikal hopping. Denne formelen er et mål på graden av kompresjon i benet. Derfor kan Vertikal fjærstivhet (formel 1) er best egnet

for å beregne fjærstivhet ved hopping, mens beinstivhet (formel 2) er best egnet for analyse av løp og gange (Butler et al., 2003). I vår studie har vi kun mål på vertikal fjærstivhet ved hopp og løp.

Fjærstivheten i underekstremiteten har stor innvirkning på en rekke faktorer som er vesentlige for idrettslig prestasjon, som rate of force development (RFD) og lagring og utnyttelse av energi ved sprint og hopp (kontakt- og svev tid, samt steglengde og frekvens) (Brughelli & Cronin, 2008). Fjærstivheten i underekstremiteten øker når kravet til aktiviteten øker, noe som er helt nødvendig for at underekstremiteten skal motstå kollaps ved kontakt med underlaget, og gi maksimal energi tilbake når den forlater underlaget (Butler et al., 2003). Farley og Morgenroth (1999) undersøkte i sin studie beinstivhet og fjærstivhet i ankelleddet ved hopp på stedet. De fant at fjærstivheten i ankelleddet spiller den dominerende rollen for beinstivheten ved disse hoppene, og at beinstivheten øker når hoppfrekvensen øker (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001). Forfatterne antok at den primære grunnen til dette er at underekstremiteten ved høye hoppfrekvenser oppfører seg som en masse-fjær modell i større grad enn ved lave hoppfrekvenser. Dette er helt i tråd med at økte krav til aktiviteten stiller økte krav til beinstivheten. I en studie av Arampatzis et al. (2001) fant de imidlertid at beinstivheten og fjærstivheten i ankelleddet var høyere hos de utøverne som hoppet med kort kontakttid enn de som hoppet med lengre kontakttid. Det ville da vært rimelig å anta at det var gruppen med kortest kontakttid som skulle oppnå de høyeste hoppene ved fallhopp, siden høy fjærstivhet er forbundet med høy hopp høyde. Til tross for dette var det gruppen med middels lang kontakttid som viste seg å hoppe høyest i fallhopp fra 20, 40 og 60 cm. Forfatterne spekulerer i at det kan eksistere en optimal fjærstivhetsverdi for underekstremiteten med tanke på å maksimere mekanisk kraft ved ulike belastninger. Dette strider tilsynelatende mot Butler et al. (2003) sine argumenter om at økte krav til aktiviteten medfører økt krav til fjærstivhet i underekstremiteten. I forhold til Arampatzis et al. (2001) sine funn må det påpekes at kontakttiden i et fallhopp kan styres. Ved fallhopp er det vesentlig at muskel-senesystemet i underekstremiteten får tid til å absorbere og gi tilbake energien til underlaget. Dersom forsøkspersonene med kortest kontakttid ikke rakk å absorbere og gi tilbake energien tilstrekkelig før de lettet, og dermed hadde kunstig kort kontakttid, kan det være en forklaring på hvorfor de ikke registrerte høyere hopp høyde hos disse. Også Seyfart et al. (2000) har gjort funn som tilsynelatende strider mot Butler et al. (2003) sine

argumenter. Forfatterne mener at det eksisterer en optimal mekanisk fjærstivhet i benet ved lengdehopp. De benyttet seg av en modell med to segmenter, og ved å øke beinstivheten ut over det de mente var optimal beinstivhet økte ikke hopplengden. Denne modellen hadde kun to segmenter, ikke tre som tilfellet er i underekstremiteten hos mennesker, og det er viktig å understreke at de benyttet seg av en modell, og ikke mennesker, så hvor stor overføringsverdi funnene deres har til mennesker er uvisst.

Det har blitt funnet en direkte sammenheng mellom beinstivhet og løpshastighet (Seyfarth et al., 2002). Brughelli & Cronin (2008) fant mindre vertikal osillering av massesenteret ved høy løpshastighet kontra lav (figur 2.4). Arampatzis et al. (1999) fant ingen endringer i fjærstivhet over ankelleddet ved økende løpshastighet. De mener derfor at beinstivheten ved løp øker fordi fjærstivheten over kneleddet øker ved økt løpshastighet. Disse funnene støttes av Kuitunen et al. (2002) som også sier at fjærstivheten i kneleddet oppjusteres som følge av økt løpshastighet. Forfatterne fant i tillegg at fjærstivheten i ankelleddet ikke endret seg ved økt løpshastighet. Stefanyshyn og Nigg (1998) fant imidlertid at man ved sprint hadde en signifikant høyere fjærstivhet i ankelleddet enn ved løp ved lavere hastigheter hos både sprintere og langdistanseløpere, dette strider mot Arampatzis et al. (1999) og Kuitunen et al. (2002) sine funn. Forfatterne mener at fjærstivheten i ankelleddet ikke var en spesialisert individuell egenskap, men et resultat av kravene som stilles gjennom ulik aktivitet. I alle disse studiene forbindes økt løpshastighet med økt fjærstivhet i underekstremiteten, noe som støtter antagelsen om at økt krav til aktivitet stiller økt krav til fjærstivheten i underekstremiteten. Altså gjelder dette for løpshastighet så vel som hopp høyde og -frekvens.



Figur 2.4: skjematiske fremstilling av krefter mot underlaget og massesenterets forflytning. Den markante linjen viser landingsfasen, mens den mindre markante linjen viser frasparkfasen (hentet fra Brughelli & Cronin (2008)).

Hvordan man lander på foten ved hopp og løp har en innvirkning på lokal fjærstivhet i underekstremiteten. Det er i en rekke studier observert at forandringer i fjærstivhet i ledd til en viss grad kan tilskrives fotisettet ved landing (Arampatzis et al., 1999; Arampatzis et al., 2001; Seyfarth et al., 2002). Forfatterne sier at fjærstivheten over kneet er større enn fjærstivheten over ankelen når man lander på forfoten i enten løp eller hopp. Motsatt er det ved landing på hælen, hvor fjærstivheten over ankelen var større enn fjærstivheten over kneet. Det er verdt å merke seg at fjærstivhet i disse tilfellene er målt som endring i grader over et ledd. Ved sprint er det naturlig med et fotisett på forfoten, og at hælen ikke er nær bakken under løpsteget, mens det ved løp ved lavere hastigheter er mer naturlig å lande på hælen for så å rulle på foten frem til frasparket med forfot og tær.

2.2.1 Oppsummering

Fjærstivhet kan defineres som et objekt sin evne til å motstå forandring i lengde. I underekstremiteten kan fjærstivhet beskrives som enten vertikal fjærstivhet eller beinstivhet, som begge er globale mål på fjærstivhet. Fjærstivheten i underekstremiteten øker i takt med kravene til den aktiviteten som utføres. Løp ved lav hastighet og hopp med lav høyde stiller moderate krav til muskel-senesystemets fjærstivhet i underekstremiteten, mens høy hoppfrekvens, hopp høyde og løpshastighet alle forbindes med høy fjærstivhet i underekstremitetens muskel-senesystem.

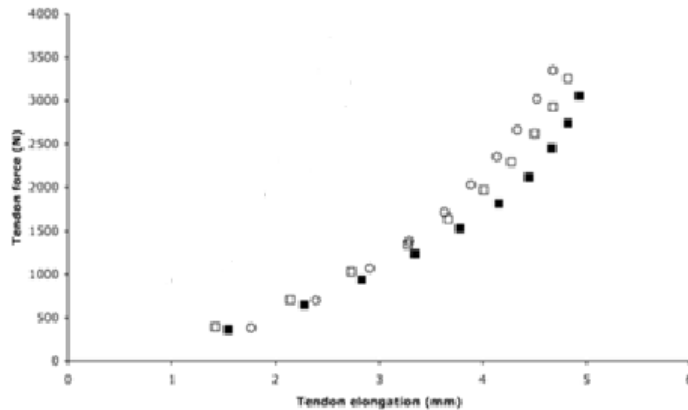
2.3 Muskel-senesystemet i underekstremiteten

Siden masse-fjær modellen beskriver funksjon vil det også være viktig å kunne beskrive dette lokalt siden eksempelvis ankelen spiller en særlig viktig rolle. I masse-fjær modellen beskrives underekstremiteten som en fjær som støtter opp under kroppens massesenter. I den forbindelse er det viktig å kunne beskrive hva som er ansvarlig for å kunne utvikle denne fjærstivheten. De aktive elementene i et slikt system er muskler, sener, ligamenter, brusk og knokler (Latash & Zatsiorsky, 1993), hvor særlig muskler og sener via interaksjon med knoklene er de viktigste bidragsyterne til fjærstivhet.

Senene har den egenskapen at de kan lagre og frigjøre energi. De består av fast bindevev og er som oftest streng- eller båndformet, men kan også danne brede senespeil og aponeuroser (Dahl & Rinvik, 1999). Senene har definitivt en innvirkning på fjærstivheten i underekstremiteten. Å strekke en sene kan sammenlignes med å strekke en fjær. Når fjæra slippes etter å ha blitt strukket blir den elastiske energien omdannet til kinetisk energi. En sene med stort tverrsnittsareal vil kreve større kraft å strekke enn en sene med mindre tverrsnittsareal, akkurat som det å strekke en tykk fjær krever større kraft enn det å strekke en tynnere fjær. Senens lengde er også avgjørende, siden en lang sene kan strekkes lengre enn en kort sene forutsatt at de har likt tverrsnittsareal og strekkes med like stor kraft. Dette kan igjen sammenlignes med å strekke en fjær kontra det å strekke to fjærer i serie. En tykk sene som strekkes en lik lengde som en tynnere sene kan dermed oppbevare og frigjøre mer energi siden et større arbeid er gjort på å strekke ut den med større tverrsnittsareal. I muskelen er det også strukturer som har en innvirkning på fjærstivhet i underekstremiteten. Andel kollagen og elastin i muskelens bindevev, titin og antall tverrbroer i aksjon vil alle spille inn. Når en muskel strekkes yter den større passiv kraft jo lengre den strekkes. Denne økningen i passiv kraft i sarkomerene kan i hovedsak tilskrives titin som fungerer som en fjær i sarkomeren (Rassier et al., 2005). Perimysium, epimysium og endomysium vil i likhet med titin og antall tverrbroer i aksjon også bidra med økt passiv kraft når musklene strekkes (Dahl & Rinvik, 1999). Altså har både senen og muskelen iboende egenskaper som evner å påvirke fjærstivheten i underekstremiteten.

I en sene som ikke belastes ligger fibrene i bølgeform. Dette medfører at senen kan strekkes relativt lett til fibrene er strukket ut. Når fibrene så er strukket ut forlenges senen lineært i forhold til belastning (figur 2.5). Når senen ikke belastes lengre går den tilbake til sin utgangslengde (Viidik et al., 1982). Dersom senen strekkes 3-4 % over sin hvilelengde er ikke forholdet lengre lineært, og kurven flater ut, siden senen da er over i en plastisk deformasjon (Woo et al. 1994). Ved en plastisk deformasjon kan det oppstå skader og rupturer i vevet, og senen vil bare delvis gå tilbake til sin utgangslengde når belastningen opphører. Dette medfører at senevevet trenger tid til å leges og finne tilbake til sin opprinnelige lengde. Andre studier rapporterer at senen kan overstige en forlengelse på 3-4 % uten å få skader. Kubo et al. (2005) fant en forlengelse i patellarsenen på $8,3 \pm 2,4$ %, og Onambélé et al. (2007) fant en forlengelse på hele 16,3

$\pm 1,8 \%$ i patellarsenen hos unge menn og kvinner, noe som er en betraktelig større forlengelse enn hva Woo et al. (1994) rapporterer.



Figur 2.5: forholdet mellom kraft og forlengelse i patellarsenen hos eldre individer (hentet fra Reeves et al. (2003)).

De morfologiske (fasikkellengde, pennasjon, muskeltverrsnittareal, senetverrsnittareal) og mekaniske (kraft-lengdeforholdet i sene-aponeurosekomplekset og muskelstyrke) egenskapene i et muskel-senesystem er vesentlige med tanke på å produsere et mekanisk arbeid (Bobbert, 2001). Det at sener er elastiske, og ikke rigide, medfører at muskelfibrene kan kontrahere med en lavere forkortningshastighet enn muskel-senesystemet som helhet i en strekk-forkortningssyklus. Som følge av dette vil musklene ha et større potensial for å generere kraft i en strekk-forkortningssyklus enn i rene konsentriske muskelkontraksjoner (Ettema et al., 1990). Dette vil si at muskel-senesystemet i stor grad kan virke som en masse-fjær modell ved en strekk-forkortningssyklus (Bobbert, 2001). Ved aktiviteter som gange, løp og hopp vil dermed muskel-senesystemet være en vesentlig bidragsyter til underekstremitetens fjærstivhet, dette støttes av Alexander et al. (1988). De mener at senenes evne til å lagre og frigjøre elastisk energi er særdeles viktig ved løp. Fukunaga et al. (2000) studerte mekanisk atferd i fasiklene og senen til m. gastrocnemius medialis ved nettopp løp. De fant at fasikkellengden var tilnærmet uendret under av bakkekontakten, og at fasiklene i større grad forkortes i frasparket, dette vil si at muskelen i stor grad jobbet isometrisk under kontaktfasen, for så å kontraheres i frasparket. Senen ble strukket under bakkekontakten, for så å bli raskt forkortet i frasparket, den lagret altså elastisk energi

under kontakttiden, som ble frigjort i kinetisk energi i frasparket. Ker et al. (1987) rapporterer at akillessenen kan bidra med opp mot 35 % av energien som kreves for å drive kroppens massesenter fremover ved løp. Når muskelen kan jobbe tilnærmet isometrisk har den evne til å utvikle større kraft enn ved høyere forkortningshastigheter. Dette medfører en klar fordel i forhold til det å utnytte musklens kapasitet optimalt ved bevegelse.

Det stilles store mekaniske krav til strukturene i ankelleddet som bidrar til fjærstivhet, og ved gange, løp og hopp. Arampatzis et al. (2007) sier at det maksimale dreiemomentet i ankelleddet er opp mot tre ganger så stort ved løp som ved gange, dette støttes av Komi et al. (1992) som registrerte en toppkraft i akillessenen på 2,6 kN ved gange og en toppkraft på 9 kN ved løp. Forfatterne mener dessuten at både løp og gange medfører høyere toppkraft i akillessenen enn tobeins knebøyhopp og svikthopp. Farley & Morgenroth (1999) observerte derimot at fjærstivheten i ankelleddet har stor innflytelse på vertikal fjærstivhet ved hopp, og siden det ved knebøyhopp og svikthopp med stor sannsynlighet stilles større krav til muskel-senesystemet i beina, og særlig ankelen enn ved gange, siden disse aktivitetene sannsynligvis er mer krevende, virker Komi et al. (1992) sine uttalelser angående toppkraft i akillessenen ved gange kontra knebøyhopp og svikthopp noe merkelige. Ved gange belaster man imidlertid en akillessene av gangen, med unntak at når begge føttene har bakkekontakt, mens man ved knebøyhopp og svikthopp fordeler belastningen mellom begge akillessenene, men likevel virker det usannsynlig at gange er mer krevende for akillessenen enn de nevnte hoppene.

Når det gjelder forholdet mellom lengdeforandring i sene-aponeurosekomplekset til triceps surae er det gjort ulike funn. Arampatzis et al. (2005) fant ingen forskjeller i lengdeforandring mellom sene og aponeurose. Også Muramatsu et al. (2001) fant i sin studie at lengdeforandring i sene og aponeurose var lik ved maksimale isometriske plantarfleksjoner, noe som betyr at belastningen fordeler seg likt i sene-aponeurosekomplekset til triceps surae. I motsetning til de to overnevnte studiene fant Magnusson et al. (2003) at akillessenen hadde høyere grad av føyelighet enn aponeurosen til triceps surae. Forfatterne mener at lengdeforandringen i senen var langt større enn i aponeurosen, og at aponeurosen som følge av dette på effektivt vis kan overføre kraft til senen. Det er en signifikant positiv korrelasjon mellom styrke i triceps surae og forlengelse av akillessenen (Muraoka et al., 2005). Dette indikerer at større

maksimal kraftutvikling henger sammen med større forlengelse av akillessenen, og at senens kapasitet ikke evner å følge muskelens kapasitet i alle tilfeller.

Det eksisterer et forhold mellom styrke i muskel-senesystemet og fjærstivhet i nevnte system. Wilson et al. (1991) viste i sin studie at vekten forsøkspersonene klarte å løfte i benkpress korrelerte med fjærstivhet i muskel-senesystemet, og fjærstivheten i muskel-senesystemet i underekstremiteten har og vist seg å korrelere med isometriske og konsentriske RFD-verdier (Walshe et al., 1996). I tillegg fant Kubo et al. (2006) at isometrisk styrketrening på kneekstensorene medfører økt fjærstivhet i patellarsenen. Det eksisterer altså et forhold mellom fjærstivhet og styrke i muskel-senesystemet i både over- og underekstremitetene, hvor stor muskelstyrke forbindes med høy fjærstivhet i nevnte system.

2.3.1 Oppsummering

Både senene, musklene og bindevevet i og rundt musklene i underekstremiteten har den egenskapen at de kan jobbe som en fjær. Senene har evne til å lagre og frigjøre energi siden de er et viskoelastisk vev. Ved gange og løp vil de lagre elastisk energi under kontaktfasen, som siden frigjøres i frasparket, på samme måte som de vil lagre energi under første del av satsen i et hopp og frigjøre den i siste del av satsen. Siden senene er elastiske kan muskelen i en strekk-forkortningsyklus kontrahere med lavere forkortningshastighet enn muskel-senesystemet som helhet. Muskelen kan derfor utvikle større kraft ved lave kontraksjonshastigheter, noe som er en stor fordel ved aktiviteter som gange løp og hopp. En sene som strekkes for langt kan få skader i form av rupturer og andre strukturelle endringer i senen. Stor muskelstyrke forbindes med høy fjærstivhet i muskel-senesystemet.

2.4 Muskel-senesystemet sine adaptive egenskaper

Hvordan musklene adapterer til forskjellig type trening som styrke, spenst, hurtighet og utholdenhet er velkjent og godt dokumentert, men måten senene adapterer på som følge av ulikt treningsstimuli er imidlertid ikke like godt kjent. Ifølge Brughelli & Cronin (2008) er forholdet mellom mekanisk fjærstivhet og idrettslig prestasjon relativt

utforsket, til tross for at det, ifølge forfatterne, må være av stor interesse både for forskere idretten selv.

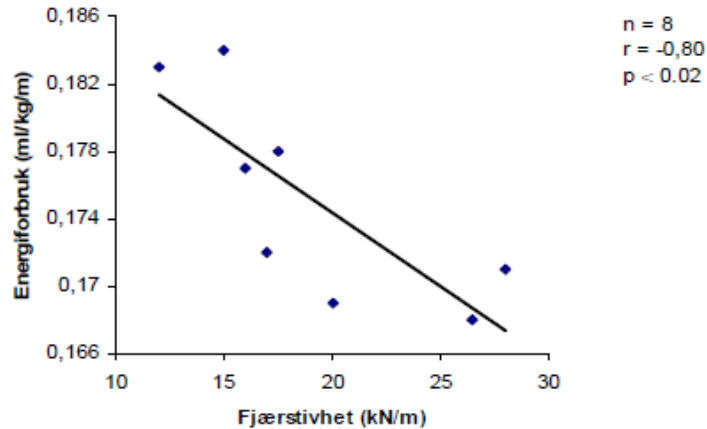
Senene må utsettes for en aktivitet som skaper tilstrekkelig mekanisk belastning dersom de skal adaptere. Kubo et al. (2006) sammenlignet tradisjonell tung styrketrening (høy motstand) og okklusjonstrening (lav motstand). I okklusjonstrening begrenser man blodtilførsel til enten armer eller ben ved hjelp av trykkmansjetter. Begge formene for styrketrening medførte økt muskelvolum, samt en økning i MVC, men i motsetning til styrketrening med høy belastning førte ikke okklusjonstrening med lav motstand til en endring i senenes fjærstivhet. Dette indikerer at en adaptasjon i senene er avhengig av stort mekanisk stress, snarere enn et stort metabolsk stress, til tross for at forsøkspersonene i som trente okklusjonstrening økte muskeltvernsnittsarealet.

Angående hvilken belastning som er tilstrekkelig for adaptasjon til økt tvernsnittsareal og fjærstivhet i patellar- og akillessenen, og om det er tvernsnittsareal eller fjærstivhet som har lavest terskel for adaptasjon, er det gjort ulike funn. Kubo et al. (2001) fant at styrketrening på plantarfleksorene medfører økt fjærstivhet i akillessenen, mens Kubo et al. (2006) mener at isometrisk styrketrening medfører økt stivhet i patellarsenen, noe ikke dynamisk styrketrening gjør. Denne gruppen motsier med det hva de fant fem år tidligere, riktignok studerte de akillessenen første gang, deretter patellarsenen, men likevel er uttalelsen merkelig siden det er veldokumentert at dynamisk styrketrening øker senenes fjærstivhet (Kubo et al., 2001; Kongsgaard et al., 2007; Reeves et al., 2006). Reeves et al. (2006) registrerte økt fjærstivhet i patellarsenen hos eldre etter en intervensjon med styrketrening, men ingen endringer i patellarsenens tvernsnittsareal. Dette bestrides av Aramapatzis et al. (2006) som mener at senenes tvernsnittsareal har en lavere terskel for adaptasjon enn fjærstivheten. Seynnes et al. (2009) fant imidlertid både økt fjærstivhet og tvernsnittsareal i patellarsenen etter en periode med styrketrening på kneekstensorene. På bakgrunn av de overnevnte studiene kan vi slutte at adekvat stimuli gjennom ulike former for styrketrening vil medføre både økt fjærstivhet og tvernsnittsareal i underekstremitetens sener.

Hvordan muskel-senesystemet i underekstremiteten har utviklet seg som følge av trening over tid er interessant. Morin et al. (2005) fant forskjell i beinstivhet mellom trente mellomdistanseløpere og kontrollpersoner. Løperne hadde mindre vertikal forflytning av massesenteret, og mindre kompresjon av beinet ved løp. De hadde med

andre ord høyere fjærstivhet i underekstremiteten enn kontrollpersonene. Disse funnene støttes av Mero & Komi (1986) som observerte mindre vertikal forflytning av massesenteret hos godt trente sprintere sammenlignet med mindre trente sprintere. Dette indikerer et dose-respons forhold når det gjelder fjærstivhet, og viser at fjærstivheten i muskel-senesystemet i underekstremiteten kan adaptere som følge av annen belastning enn styrketrening.

I likhet med Mero & Komi (1986) gransket Arampatzis et al. (2006) idrettsutøvere innen samme idrett, men på ulikt nivå. De fant at de beste løperne hadde best arbeidsøkonomi, større maksimal isometrisk kraft i m. gastrocnemius, høyere fjærstivhet i akillessenen og lavere fjærstivhet i patellarsenen ved lave kraftnivåer i senen (0-45 % av MVC). Særlig egenskapene til patellar- og akillessenen hos de beste løperne antas å være et resultat av adekvat stimuli gjennom trening over tid. En patellarsene med lav fjærstivhet vil ved lavere kraftnivåer (submaksimale hastigheter) medføre en økt forlengelse av senen i første del av kontaktfasen i et løpesteg, og dermed bidra til større del av forkortningshastigheten i kontaktfasens andre del. På grunn av kraft-hastighetsforholdet vil derfor hver enkelt muskelfiber i m. vastus lateralis utvikle mer kraft som følge av lavere hastighet på kontraksjonen. Dette medfører en reduisering i volumet av aktivt muskelvev, og dermed en reduisering av den metabolske kostnaden, noe som kan forklare hvorfor løperne med høyest fjærstivhet i akillessenen og lavest fjærstivhet i patellarsenen hadde best løpsøkonomi. Når det gjelder fjærstivhet og prestasjon ved løp har Dalleau et al. (1998) gjort funn som stemmer godt overens med Arampatzis et al. (2006) sine. De fant en sammenheng mellom energiforbruk ved løp og fjærstivhet i underekstremiteten (figur 2.6). I en studie utført av Spurrs et al. (2003) fant de at langdistanseløpere som inkluderte plyometrisk trening i sin treningshverdag bedret arbeidsøkonomi og prestasjon på 3000 meter. Forfatterne hevder det primært er økt fjærstivhet i ankelleddet som ligger til grunn for endringene. I likhet med Spurrs et al. (2003) fant Kubo et al. (2007) at plyometrisk trening medførte økt fjærstivhet i ankelleddet, og på bakgrunn av Spurrs et al. (2003) og Arampatzis et al. (2006) sitt arbeid er trening som bidrar til økt fjærstivhet i ankelleddet gunstig med tanke på å forbedre prestasjonen hos langdistanseløpere.



Figur 2.6: viser sammenhengen mellom energiforbruk og fjærstivhet i underekstremiteten ved løp. De med høyest fjærstivhet har lavest energiforbruk (hentet fra Dalleau et al. (1998)).

Tverrsnittstudier har vist at løpere har større tverrsnittsareal i akillessenen enn ikke-løpere (Magnusson et al., 2003). De fant imidlertid ingen forskjeller i akillessenens fjærstivhet mellom løpere og ikke-løpere, noe som er overraskende siden tverrsnittsareal og fjærstivhet i senen er nært relatert. Arampatzis et al., (2006) mener at man må over en viss belastningsterskel for at stivheten i akillessenen skal adaptere. Noe som gir en indikasjon på at tverrsnittsarealet kan ha en lavere terskel for adaptasjon enn stivheten i akillessenen. Dette støttes av funn i en senere tverrsnittsstudie av Arampatzis et al. (2007). De fant at sprintere hadde høyere fjærstivhet i sene-aponeurosekomplekset til triceps surae enn langdistanseløpere og sedate kontrollpersoner, men ingen signifikant forskjell i fjærstivhet i sene-aponeurosekomplekset til triceps surae mellom langdistanseløperne og de sedate kontrollpersonene. Dette tyder på at sprinterne i sin trening kommer over terskelen hvor fjærstivheten i sene-aponeurosekomplekset til triceps surae adapterer. At langdistanseløperne med den påvirkningen de har ikke har større fjærstivhet i akillessenen enn sedate er et meget overraskende funn, siden påvirkningen treningen deres har på akillessenen nødvendigvis burde medføre en økning i akillessenens fjærstivhet i noen grad. Denne antagelsen støttes av Arampatzis et al. (2006) som fant at de beste langdistanseløperne hadde høy fjærstivhet i akillessenen, noe de kan ha ervervet seg gjennom trening. Også Hobara et al. (2008) har gjort funn som strider mot hva Magnusson et al. (2003) og Arampatzis et al. (2007) sier om fjærstivhet i akillessenen hos langdistanseløpere og sedate. De fant at utholdenhetstrengte utøvere hadde høyere beinstivhet ved hopp enn sedate som følge av

høyere fjærstivhet i både ankel- og kneleddet. Forfatterne fremhever muligheten for at utholdenhetstrening bidrar til å øke fjærstivheten i underekstremiteten. På bakgrunn av Arampatzis et al. (2006) og Hobara et al. (2008) sitt arbeid kan vi stille spørsmålsteget ved at funnene som tilsier at langdistanseløpere og sedate har lik fjærstivhet i akillessenen. Adekvat stimuli gjennom trening som involverer løp ved submaksimale hastigheter og sprint kan altså føre til endringer i både tverrsnittsareal og fjærstivhet i patellar- og akillessenen.

Toumi et al. (2004) undersøkte styrketrening og kombinert spenst- og styrketrening sin innvirkning på vertikal fjærstivhet og prestasjon ved knebøy- og svikthopp. Forfatterne registrerte en økning i maksimal isometrisk kraft, maksimal konsentrisk kraft og prestasjon ved knebøyhopp hos begge gruppene. Det var imidlertid bare gruppen som trente både spenst og styrke som fikk en signifikant forbedret prestasjon ved svikthopp, og en fjærstivhetsøkning på 8,2 % i kneleddet, mens McCarthy et al. (1995) fant at knebøytrening har en positiv effekt på prestasjon ved svikthopp, uten å trene spenst i tillegg. Under begge disse intervensjonene bedret forsøkspersonene med stor sannsynlighet fjærstivheten i underekstremitetens ulike muskel-senesystem, samt underekstremitetens evne til å utvikle stor kraft hurtig, siden både styrke- og spensttrening forbindes med en bedring av disse egenskapene.

Ved sprint spiller muskel-senesystemet i underekstremiteten en vesentlig rolle i forhold til lagring og utnyttelse av energi, samt evnen til å utvikle stor kraft hurtig slik at de er i stand til å forflytte seg svært raskt over korte distanser. Hvordan idrettens arbeidskrav gjennom trening over tid har påvirket muskel-senesystemet i underekstremiteten er interessant. Stafilidis & Arampatzis (2007) fant at raske sprintere hadde større forlengelse av sene-aponeurosekomplekset tilhørende m. vastus lateralis både ved en gitt senekraft og ved maksimale isometriske kneekstensjoner sammenlignet med de tregere sprinterne, og at den maksimale forlengelsen i senen var sterkt korrelert med prestasjon på 100 meter. Dette vil si at en relativt føyelig patellarsene med stor sannsynlighet vil være gunstig med tanke på å levere gode sprintprestasjoner. Det ble ikke funnet noen forskjeller i fjærstivhet mellom gruppene i sene-aponeurosekomplekset til m. gastrocnemius medialis. Også Kubo et al. (2000) undersøkte fjærstivhet i underekstremitetens sener hos sprintere og kontrollpersoner, og relaterte dette til prestasjon på 100 meter. De fant at føyelighet i sene-aponeurosekomplekset til m. vastus lateralis korrelerte med prestasjon på 100 meter på

den måten at forsøkspersonene med størst føyelighet i sene-aponeurosekomplekset til m. vastus lateralis hadde de beste tidene. Dette støtter funnene til Stafilidis & Arampatzis (2007). I sprint stilles det store krav til spenst og eksplosivitet i underekstremitetens muskel-senesystem, noe som kan bety at dette også kan være tilfelle for hopperne i vår studie, siden sprint- og hopp prestasjon er nært relatert (Bissas & Havenetidid, 2008). Hobara et al. (2008) undersøkte forskjeller mellom langdistanseløpere og sprintere ved hopp på stedet med ulike frekvenser, hvor sprinterne hadde høyest beinstivhet ved både høy og lav frekvens. Forfatterne mener det er den høye fjærstivheten i kneleddet som sørger for dette ved lav frekvens, og den høye fjærstivheten i ankelleddet ved høy frekvens. Dette indikerer at sprinterne gjennom sin trening adapterer til økt fjærstivhet i underekstremiteten enn hva tilfellet er for langdistanseløperne. Basert på arbeidet til Bissas & Havenetidid (2008) kan det meget vel hende at hopperne i likhet med sprintere drar fordel av en føyelig patellarsene, og en akillessene med stort tverrsnittsareal og høy fjærstivhet, og at de som sprinterne har høyere fjærstivhet i underekstremiteten enn langdistanseløperne hovedsakelig som følge av høyere fjærstivhet i ankelleddet.

I motsetning til de overnevnte studiene hvor sprintere, lang- og mellomdistanseløpere og kontrollpersoner er testet har Laffaye et al. (2005) testet mannlige eksperter i hopp (håndballspillere, basketballspillere, volleyballspillere og hopperne) i tillegg til mannlige kontrollpersoner. Resultatene deres viste at hoppeksperter hadde større grad av føyelighet i underekstremitetens sener enn kontrollene. At dette gjelder patellarsenen kan meget vel stemme med tanke på Stafilidis & Arampatzis (2007) og Kubo et al. (2000) sine funn, men at en føyelig akillessene medfører en bedret prestasjon ved hopp virker merkelig, siden høy hopp høyde forbindes med høy fjærstivhet i underekstremiteten (Butler et al. 2003) og fjærstivheten i ankelleddet er den dominerende faktoren for fjærstivheten i underekstremiteten ved hopp (Farley & Morgenroth, 1999). Det er dessuten ikke sikkert muskel-senesystemet i underekstremiteten hos hopperne og utøverne fra de ulike ballspillene hadde de samme egenskapene, som følge av ulike arbeidskrav til idrettene.

I studiene som følger har de ulike forfatterne undersøkt hvilke faktorer som kan være bestemmende for prestasjon ved knebøy- og svikthopp. Kubo et al. (2006) fant at en patellarsene med høy fjærstivhet hadde negativ effekt på prestasjon ved svikthopp, og en positiv effekt på prestasjon ved knebøyhopp. Forfatterne antok at høy fjærstivhet i

patellarsenen kan ha en negativ effekt på strekkdelen i en strekk-forkortningssyklus under et svikthopp siden man da ikke får utnyttet patellarsenens evne til å lagre elastisk energi i like stor grad som en mer føyelig patellarsene. Toumi et al. (2004) fant i motsetning til Kubo et al. (2006) at økt fjærstivhet i kneleddet medfører bedret prestasjon ved svikthopp. Bojsen-Møller et al. (2005) fant at en patellarsenen med høy fjærstivhet var fordelaktig med tanke på gode prestasjoner ved knebøyhopp og svikthopp. McCarthy et al. (1995) fant at hopp høyden ved svikthopp økte etter dynamisk knebøytrening, mens Toumi et al. (2004) fant at kombinert styrke- og spenst trening gav bedret prestasjon ved svikthopp. Økt muskeltverrsnittsareal medfører altså endringer senens tverrsnittsareal, som igjen er nært relatert til en økning i senens fjærstivhet, men muligens har en høyere terskel for adaptasjon (Arampatzis et al., 2006). En årsak til at Kubo et al. (2006), Toumi et al. (2004) og Bojsen-Møller et al. (2005) har ulike funn når det gjelder hvorvidt høy eller lav fjærstivhet i patellarsenen er gunstig med tanke på prestasjon ved knebøyhopp og svikthopp, kan være at patellarsenens egenskaper muligens spiller en sekundær rolle ved nevnte hopp i forhold til musklenes evne til å utvikle stor kraft hurtig.

2.4.1 Oppsummering

Fjærstivheten og tverrsnittsarealet i senene kan endres ved trening. Økt muskelstyrke medfører som oftest økt tverrsnittsareal og fjærstivhet i senene som forbinder muskulaturen med knoklene, gitt at den mekaniske belastningen er adekvat. Senene adapterte ikke ved okklusjonstrening, til tross for økt muskeltverrsnittsarealet, grunnen til dette er sannsynligvis at det mekaniske draget i senen ved denne treningsformen var for lavt. Senene kan også få adaptasjoner i fjærstivhet og tverrsnittsareal gjennom aktiviteter som løp, sprint og hopp. Det er indikasjoner på at det eksisterer et dose-respons forhold når det gjelder adekvat trening og fjærstivhet, siden gode sprintere har høyere fjærstivhet i underekstremiteten enn mindre gode sprintere og det samme er tilfelle for langdistanseløpere. Det er bred enighet om at høy fjærstivhet i ankelleddet er fordelaktig ved løp og hopp, mens det ved sprint og løp ved submaksimale hastigheter er en fordel med en føyelig patellarsene. Det er sprikende funn angående hvorvidt en føyelig patellarsene er gunstig ved hopp. Grunnen til det kan være at patellarsenens egenskaper spiller en sekundær rolle i forhold til musklenes evne til å utvikle stor kraft hurtig. Kneleddet går gjennom et større utslag enn ankelleddet ved både løp og hopp,

derfor vil det være naturlig at disse har forskjellige egenskaper med tanke på grad av fjærstivhet for å tillate et fullt og effektivt bevegelsesutslag.

2.5 Muskel- senesystemets egenskaper hos de ulike gruppene idrettsutøvere

Et treningsprogram for en idrettsutøver er utformet med tanke på å øke den fysiologiske kapasiteten for å tilfredsstille de spesifikke kravene idretten stiller (Fox, 1979).

2.5.1 Styrke- og vektløftere

Styrke- og vektløfterne skal løfte størst mulig masse vertikalt i sagittalplanet. Ved både rykk, støt og knebøy er muskel-senesystemet i underekstremiteten en vesentlig bidragsyter for å utføre denne oppgaven på best mulig måte. Den mekaniske belastningen på muskel-senesystemet ved nevnte løft er meget stor. At de må besitte stor styrke i underekstremitetens strekkapparat er hevet over tvil, og muskelstyrke er nært relatert til muskeltverrsnittareal. Styrkeløfterne med et høyt muskeltverrsnittareal i beinas strekkapparat vil ha gode forutsetninger med tanke på å prestere godt, og med tanke på den høye mekaniske belastningen både trening og konkurranser har på muskel-senesystemet i underekstremiteten, er det høyst sannsynlig at det for disse utøverne vil være en fordel med høyt tverrsnittareal og høy fjærstivhet i både patellar- og akillessenen (Kongsgaard et al., 2007; Kubo et al., 2001; Kubo et al., 2006; Reeves et al. 2006). Dersom det hos disse utøverne eksisterer et misforhold mellom musklenes og senenes egenskaper, eksempelvis en sterk muskel med et stort tverrsnittareal som skal overføre kraft til knoklene via en tynn og føyelig sene, er de særlig utsatt for skader, noe som selvfølgelig er lite gunstig.

2.5.2 Langdistanse- og orienteringsløpere

Løperne skal løpe en lengre distanse så hurtig som mulig ved submaksimale løpshastigheter. Et løpesteget ved submaksimale hastigheter stiller moderate krav til muskel-senesystemet sammenlignet med hva tilfellet er for styrkeløftere i et løft og hopperne i et hopp. Størrelsen på det samlede arbeidet er imidlertid stor, og medfører totalt sett høy belastning på muskel-senesystemet. Høy fjærstivhet i underekstremiteten

har en positiv effekt på løpsøkonomi, som igjen har en positiv effekt på prestasjon for langdistanse- og orienteringsløpere (Dalleau et al., 1998; Morin et al., 2005; Spurrs et al., 2003; Hobara et al., 2008). På bakgrunn av hvilke egenskaper muskel-senesystemet har hos gode langdistanseløpere kan vi slutte at en føyelig patellarsene og en akillessene med høyt tverrsnittsareal og høy fjærstivhet bedrer arbeidsøkonomien (Arampatzis et al., 2006). Dette vil si at det er fjærstivheten i ankelleddet som er den viktigste bidragsyteren til høy fjærstivhet i underekstremiteten hos langdistanse- og orienteringsløpere. For løperne er det vesentlig å holde muskelmassen på et adekvat nivå, siden det har en større metabolsk kostnad å løpe lengre distanser med stor muskelmasse som veier mye kontra muskelmasse som veier lite, samtidig som må de ha et visst tverrsnittsareal i muskulaturen for å tilfredsstille arbeidskravene idretten stiller.

2.5.3 Høydehoppere

Hopperne i vår studie skal etter tilløpet med en enkelt aksjon akselerere kroppens massesenter i vertikal retning så langt som kapasiteten deres tillater. I satsen skal de motstå kollaps av beinet og i tillegg klare å utvikle stor kraft hurtig slik at de klarer å hoppe høyt. Dette stiller stor mekaniske krav til muskel-senesystemet i satsbeinet. På bakgrunn av hva som står skrevet tidligere angående hvordan muskel-senesystemet adapterer, er det rimelig å anta at hopperne i vår studie vil ha høy grad av føyelighet i patellarsenen og høy grad av stivhet samt stort tverrsnittsareal i akillessenen (Stafilidis & Arampatzis, 2007; Kubo et al., 2000; Arampatzis et al., 2007; Farley & Morgenroth, 1999). Det at hopperne skal akselerere kroppens massesenter så høyt som mulig gir noen føringer i forhold til muskeltverrsnittsareal i underekstremiteten. Muskler veier mye, og for hopperne er det viktig å holde størrelsen på muskelmassen på et nivå som gjør at det ikke har en negativ innvirkning på prestasjonen deres. Samtidig kreves et visst tverrsnittsareal med tanke på å løse oppgaven best mulig. I likhet med løperne har det stor betydning for hopperne å holde muskelmassen på et adekvat nivå, og det vil være en fordel for dem med lange fasikler og små pennasjonsvinkler med tanke på å utvikle stor kraft hurtig (Abe et al., 2000). Det er sannsynlig at satsbeinet hos hopperne har høyere fjærstivhet enn ikke satsbeinet, siden satsbeinet har størst belastning ved trening og konkurranser, dette støttes av Dalleau et al. (1998) som har funnet fjærstivhetsforskjeller på 17 % mellom beina.

3.0 Metode

3.1 Studiedesign

Dette er en tverrsnittsstudie hvor vi undersøkte muskel-senesystemets egenskaper hos tre ulike grupper idrettsutøvere.

3.2 Utvalg

Kun mannlige aktive idrettsutøvere ble testet (n = 18). Forsøkspersonene ble rekruttert gjennom lag/klubb, ressurspersoner og ved at de selv tok kontakt.

Forsøkspersonene var styrke- eller vektløftere (n = 8), langdistanse- eller orienteringsløpere (n = 7) og høydehoppere (n = 3), med topplasseringer i nasjonale konkurranser eller bedre. De fikk utdelt et skriv med detaljert informasjon om bakgrunn og hensikt med studien, beskrivelse av testene, testprotokoll, kontaktinformasjon og samtykkeerklæring (vedlegg 1). Forsøkspersonene var informert om at de når de ville kunne trekke seg fra studien uten å oppgi grunn og at dataene i dette tilfellet ville bli slettet.

3.2.1 Antropometriske data

Styrkeløfterne var signifikant høyere BMI sammenlignet med de andre gruppene. De var også signifikant tyngre enn løperne. Løperne var signifikant eldre enn styrkeløfterne. De var også signifikant høyere enn styrkeløfterne (tabell 3.1).

Tabell 3.1: forsøkspersonenes antropometriske data ved testing (gjennomsnitt \pm SD).

	Styrkeløftere	Løpere	Hoppere
Alder (år)	24,8 \pm 6,2	35,6 \pm 11,9 [^]	19,7 \pm 1,2
Høyde (cm)	177 \pm 10	186 \pm 4 [^]	186 \pm 9
Vekt (kg)	100,0 \pm 24,5 [#]	75,7 \pm 5,1	77,9 \pm 3,4
BMI	31,7 \pm 6,1 [*]	21,9 \pm 0,9	22,4 \pm 2,8
År aktiv	8,5 \pm 5,2	14,3 \pm 8,9	9,0 \pm 2,6

* = signifikant høyere enn de andre gruppene. [^] = signifikant høyere enn styrkeløfterne.
= signifikant høyere enn løperne.

3.2.2 Inklusjonskriterier

Vi satt følgende inklusjonskriterier for utøvere som ønsket å være forsøkspersoner i denne tverrsnittsstudien:

- Forsøkspersonene måtte være menn.
- Aktiv innen en av følgende idretter: vektløfting, styrkeløft, langdistanseløping, orientering, lengdehopp, høydehopp, tresteg.
- Aktiv på et høyt nasjonalt nivå eller bedre (topplasseringer i nasjonale eller internasjonale konkurranser).
- Frisk, skadefri og i stand til å gjennomføre testene.

Alle forsøkspersonene fylte ut skjema som dekket treningsbakgrunn (vedlegg 2) og skadehistorie (vedlegg 3).

3.3 Tester

3.3.1 Testprosedyrer

Hurtighets- og spensttestene ble gjennomført på Olympiatoppen. Fjærstivhet i patellarsenen ble målt i styrkelaboratoriet på Norges idrettshøgskole (Nih). Målingene av vertikal fjærstivhet fant sted i biomekanikklaboratoriet på Nih. MR-målingene ble tatt på Curato Røntgen, avd. Tullinløkka i Oslo. Forsøkspersonene hadde minimum én tilvenning til sprint- og spensttestene kort tid før selve testingen. På denne måten ble de kjent med testene. Rekkefølgen på testene varierte som følge av når det passet med tidspunkt for forsøkspersonene og tilgang på testutstyr. Testene ble i de aller fleste tilfeller tatt over flere dager. Selve testingen på Nih og Olympiatoppen tok i underkant av to timer. I tillegg skulle forsøkspersonene fylle ut ulike skjema (vedlegg 2 og 3). Det ble også noe venting dersom flere forsøkspersoner var inne til testing samtidig. MR var den mest tidkrevende testen (40 minutter) og krevde i tillegg transport. Dette medførte at de fleste forsøkspersonene valgte å ta MR dagen etter de andre testene. Vanlig rekkefølge på testene var at det som skulle gjøres på Nih ble gjort først, siden det var mest tidkrevende, deretter dro forsøkspersonene til Olympiatoppen for å fullføre de fysiske testene der.

To styrkeløftere og en hopper fikk ikke testet fjærstivhet i patellarsenen. Vi mangler tidene på 20 meter sprint til to styrkeløftere. Én hopper fikk ikke tatt MR.

Forsøkspersonene gjennomførte følgende tester:

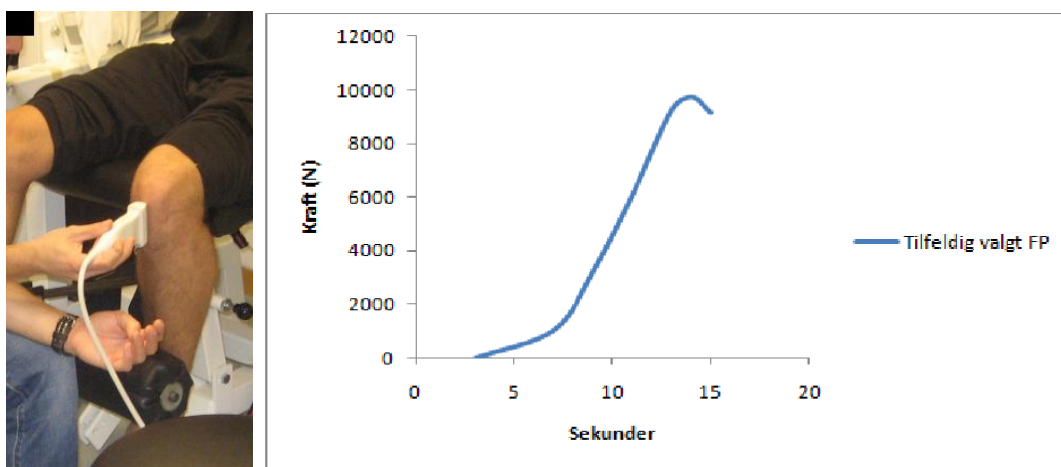
- Fjærstivhet i patellarsenen (isometrisk kraftutvikling med ultralyd på senelengde)
- Hurtighet (20 og 40 meter sprint)
- Spenst (knebøyhopp og svikthopp)
- Vertikal fjærstivhet ved løp (tre ulike hastigheter)
- Vertikal fjærstivhet ved hopp (høyre, venstre og begge bein)
- Muskeltverrsnittsareal (MR)
- Senetverrsnittsareal (MR)

3.3.2 Fjærstivhet i patellarsenen

Fjærstivheten i patellarsenen ble funnet ved å ta ultralyd av patellarsenen under en maksimal isometrisk kneekstensjon i en sittende posisjon hvor kneleddet var flektert til 90° (figur 3.1 og 3.2).

Den isometriske kraftutviklingen ble utført i et kneekstensjonsapparat (Gym2000) med kraftmåler (HBM U2AC2, Darmstadt, Tyskland). Et opptak hadde en varighet på 20 sekunder. De fem første sekundene slappet forsøkspersonene av, deretter økte de gradvis kraften i m. quadriceps i sin isometriske kontraksjon fra 5 sekunder til 13 sekunder. Fra 13 til 15 sekunder hadde forsøkspersonene maksimal kraft i sin kontraksjon. Fra 15 til 20 sekunder slappet forsøkspersonene av. For å sikre at forsøkspersonene hadde en så jevn stigning i kraft som mulig dobbeltsjekket vi dette ved informasjon fra kraftdata. Forsøkspersonene behøvde i de fleste tilfeller to til tre forsøk på å få en jevn, stigende kraftutvikling.

Opptak med ultralyd ble gjort ved 30 Hz og synkronisert med en tidsmåler for analyse.



Figur 3.1 og 3.2: oppsett ved måling av patellarsenens forlengelse ved maksimal isometrisk kneekstensjon (venstre), og kraftkurven til en tilfeldig valgt forsøksperson (høyre).

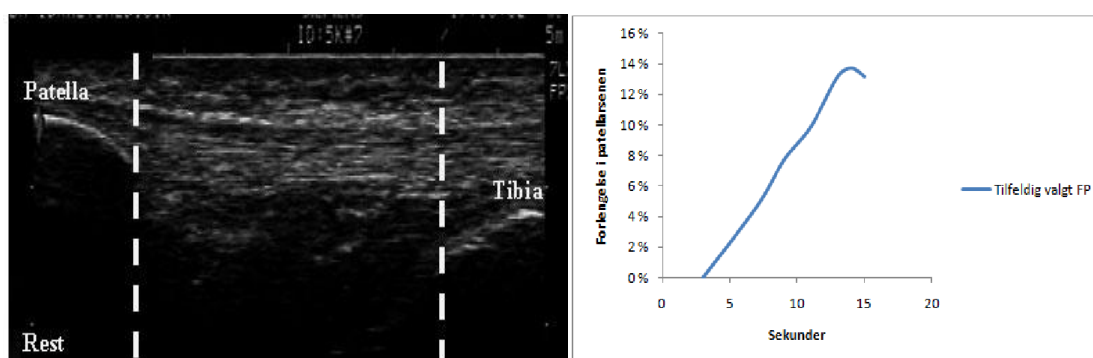
I den første perioden med testing hadde ikke NIH en egen ultralydmaskin (Phillips HD11XE). Disse ultralydfilene ble lagret som AVI-filer og analysert ved hjelp av dataprogrammet HU-M-AN (human movement analysis version 5, Ontario, Canada). HU-M-AN er et videoanalyseprogram som i denne studien ble benyttet til å finne avstanden mellom patella og tibia. For å kalibrere systemet trengtes det ny aspect ratio. Denne var $463/563 = 0,8223801$ avrundet til 0,82. Deretter måtte systemet skaleres. På de importerte AVI-filene var det centimetermål. Skalering av systemet ved hjelp av dette centimetermålet ble gjort manuelt. Så ble bildet fryst ved 3, 7, 9, 11, 13, 14 og 15 sekunder nøyaktig for å måle distansen mellom distal del av patella og proksimal del av tibia. Denne målingen ble gjort manuelt.

I den siste perioden med testing hadde NIH en egen ultralydmaskin (Phillips HD11XE). På samme måte som analysen i HUMAN beskrevet ovenfor ble bildet fryst ved 3, 7, 9, 11, 13, 14 og 15 sekunder nøyaktig for å måle avstanden mellom distal del av patella og proksimal del av tibia. Selve målingen av avstanden ble utført manuelt på ultralydmaskinene ved hjelp av en kaliper-funksjon.

Kraften i senen ble beregnet ved å finne den ytre kraften knestrekkerne produserte mot paden i kneekstensjonsapparatet. Så fant i dreiemomentet ($N \cdot \text{meter}$ fra kneets omdreiningspunkt til pad). Deretter beregnet vi indre momentarm ved 90° fleksjon i

kneleddet, som etter Visser et al. (1990) er 6,50508 % av femurlengde. Kraften i senen ble da beregnet ved å dele dreiemomentet over kneleddet på estimert indre momentarm ($Nm/(femurlengde * 0,0650508/100)$).

Ved å måle avstanden mellom den distale kanten av patella og den proksimale delen av tibia under en isometrisk kraftutvikling på ultralydmaskinen og i HU-M-AN fant vi forlengelsen (ΔL) i patellarsenen under denne isometriske kontraksjonen (figur 3.3 og 3.4). I tillegg hadde vi endring i kraft (ΔF) fra den isometriske kneekstensjonen. Senestivhet fant vi ved å bruke følgende formel: $senestivhet = \Delta F / \Delta L$.



Figur 3.3 og 3.4: ultralydbilde av patella, patellarsenen og tibia (venstre). Etter hvert som kraften i m. quadriceps øker vil vi se en forlengelse i senen (høyre).

Det er kun senestivhetsmålingene fra forsøkspersonenes venstre bein som er analysert, fordi filene ble eksportert til en ekstern harddisk da ultralydmaskinen måtte på reparasjon. Det har vært store problemer forbundet med å importere disse til ultralydmaskinen igjen, slik at de kan analyseres. De kunne heller ikke omformes til AVI-filer slik at de kunne analyseres i HU-M-AN.

3.3.3 Hurtighet

Hurtighet ble målt ved 40 meter sprint på en innendørs sprintbane. Tid ble målt ved 20 og 40 meter. Banen hadde startmatte, startstrek og fotoceller hver femte meter. Tiden ble startet ved avtråkk. Forsøkspersonene fikk instruksjon i startteknikk. Forsøkspersonene gjennomgikk en oppvarming bestående av sykling/jogging i ca 10 minutter. Deretter gjennomførte forsøkspersonene tre drag på 40 meter med økende hastighet. Etter dette ble det gjennomført to til tre spurter på ti meter for å venne seg til

startprosedyre, samt unngå eventuelle skader. Forsøkspersonene stod på startmatten i vanlig startstilling. Fremre ben (valgfritt) berørte startlinja, mens bakre ben var omtrent 50 cm bak det fremre. Forsøkspersonen startet løpet når denne selv ønsket, tiden startet når beinet forlot startmatten. Forsøkspersonene gjennomførte maksimalt tre løp, med to-tre minutters pause mellom hvert løp.

3.3.4 Vertikale spensttester

Spensttestene ble utført på en kraftplattform (AMTI modell SG-9, advanced mechanical technologies, Newton, MA, USA). Forsøkspersonene sin kroppsvekt ble målt ved hjelp av denne, og hopp høyde beregnet etter impulsmetoden. Det vil si at kraften integreres mot tiden fra satsen starter til plattformen forlates. Denne metoden måler nøyaktig hopp høyde som den vertikale forflytningen av massesenteret ($\pm 1\%$).

Forsøkspersonene ble testet i knebøyhopp og svikthopp. Under samtlige hopp hadde forsøkspersonen hoftekontakt under hele hoppet. De unngikk å gå for dypt, siden man da bruker ryggen mer i satsen enn dersom man holder ryggen rett og i samme vinkel under hele satsen. Forsøkspersonene etterstrebet altså en bevegelse mest mulig lik bevegelsen ved et godt knebøyløft. Dette utelukket mye hoppeteknikk, og vi satt igjen med et bedre mål på den spensten og eksplosiviteten forsøkspersonene besitter i underekstremitetens strekkapparat. Forsøkspersonene fikk minst tre forsøk per hoppvariant.

3.3.5 Vertikal fjærstivhet ved løp

Forsøkspersonene løp i innsamlingen av disse dataene over en kraftplattform (AMTI) ved selvvalgt lav, medium og høy hastighet (figur 3.5). Opptakene ble gjort i programmet Qualisys Track Manager (Göteborg, Sverige). Forsøkspersonene ble påsatt markører (vedlegg 4), noe som muliggjorde analyse i Visual 3d (C-motion, Germantown, USA) (vedlegg 5 og 6). Opptak ble gjort ved 960 Hz. for kinetiske data, og 240 Hz. for kinematiske data.



Figur 3.5: løp over kraftplattform med selvvalgt hastighet.

Ved hjelp av data fra AMTI kraftplattform fant vi kontakttid, svevtid og deretter kraft for løp ved lav, moderat og høy hastighet. Morin et al. (2005) sin formel for å kalkulere fjærstivhet ble benyttet: $K_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y c^{-1}$. Ved å finne kontakttid, svevtid og kraft i vertikal retning, kunne Δy og deretter vertikal fjærstivhet beregnes. Data fra AMTI kraftplattform ble benyttet for å finne kontakttid og svevtid. Dette umuliggjorde analyse i Visual 3d. I enkelte av tilfellene manglet markørdata. I disse tilfelle ble Microsoft Excel benyttet i analysen. Her ble en endring i kraft på over 20 N satt som start på kontaktfasen, og en redusering til under 20 N ble sett på som avslutning på kontaktfasen og dermed starten på svev- eller svingfasen til den gitte underekstremitet.

I tillegg ble fotoceller (Omron, California, USA) benyttet for å måle tiden på de tre ulike løpene. Avstand mellom fotocellene ble målt, en forutsetning for å finne farten i m/s.

Ved å måle vertikal fjærstivhet indirekte vil man få en liten underestimering i forhold til direkte målinger. Enkelte løpere gjennomførte testen med skotøy som tilhører Nih (New Balance joggesko med nøytral lest), men flesteparten gjennomførte testen med eget skotøy. Farley & Ferris (1997) fant at ulikt underlag har en innvirkning på fjærstivhetsmålinger. Det samme kan gjelde skotøy. Normalisering har den konsekvensen at man oppjusterer vertikal fjærstivhet og fjærstivhet i ankelleddet som et resultat av interaksjonen med underlag av ulik stivhetsgrad, siden hastigheten for lav medium og høy hastighet var selvvalgt.

3.3.6 Vertikal fjærstivhet ved hopp

Samme AMTI kraftplattform ble benyttet i forbindelse med innsamling av kraftdata ved hopp. Opptak ble gjort ved 960 Hz. for kinetiske data og ved 240 Hz. for kinematiske data. For å måle vertikal fjærstivhet ved hopp måtte forsøkspersonene hoppe på stedet i 15 sekunder. De skulle ha så høy frekvens og så kort kontakttid som mulig, og hovedsakelig la ankelleddet gjøre jobben (figur 3.6). Dette ble gjennomført først på begge, så på høyre og deretter på venstre bein. Fremgangsmåte ved analyse av kraftdata fra Qualisys Track Manager opptakene ble gjort på samme måte som i overnevnte punkt (vertikal fjærstivhet ved løp). Også her ble analysen gjennomført i Visual 3d (vedlegg 6, 7 og 8). Gjennomsnittelig vertikal fjærstivhet ved ti hopp ble beregnet. Analysen av disse hoppene starter først fem sekunder inn i opptaket hvor ti hopp i rekkefølge ble analysert, siden forsøkspersonene adapterte noe i starten.



Figur 3.6: tobeinshopp med selvvalgt høy frekvens.

I likhet med fjærstivhetsmåling ved løp lånte enkelte av forsøkspersonene skotøy fra NIH (New Balance joggesko med nøytral lest) også her, men majoriteten foretrakk å gjennomføre testen med eget skotøy. Konsekvensen av dette er nevnt over.

Forsøkspersonene hadde selvvalgt høy frekvens, noe som kan medføre at de ved en retest ikke ville hatt samme frekvens. Enkelte ble synlig slitne i leggene av denne testen, noe som kan ha medført at motivasjonen for å prøve å opprettholde høy frekvens og kort kontakttid ble lav.

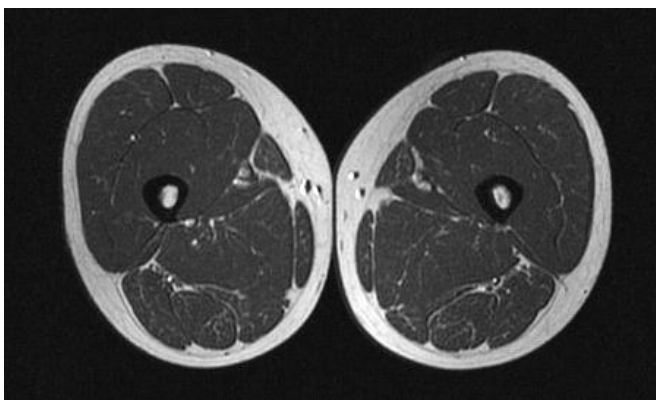
3.3.7 Tverrsnittsareal av muskler og sener

For å måle muskeltverrsnitt av lår, legg, patellarsene og akillessene ble en MR (magnetisk resonanstomografi) maskin (GE Signa 1,5 Tesla Echospeed. GE Medical Systems, Madison, USA) benyttet.

Analysen ble gjort manuelt ved hjelp av programmet Functool på arbeidsstasjonen GE Advantage Workstation, 4.2. Det ble laget et omriss og målt tverrsnittsareal i mm² av de ulike muskelbukene og senene. I låret ble det målt tverrsnittsareal av mm. quadriceps, hamstrings og adduktorgruppen. Leggen ble delt inn i fremre del, bakre del og m. gastrocnemius medialis. Minimum tre snitt ble målt per muskel, og det største tverrsnittsarealet ble benyttet i resultatanalysene.

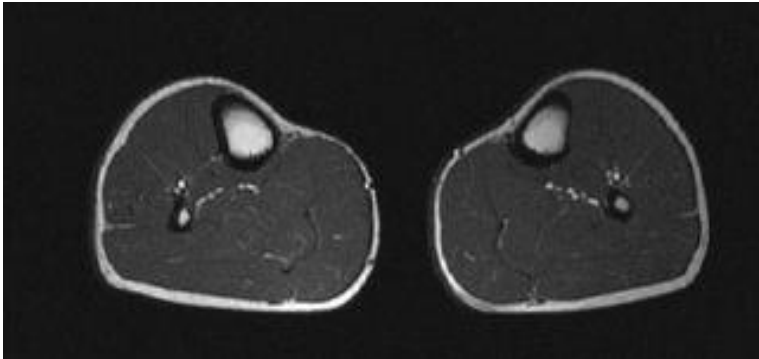
Kontrasten mellom senevev og annet vev var klar. Analyse av lår- og særlig leggmuskulatur bød på større utfordringer. Særlig var det vrient å skille de ulike muskelbukene i leggen fra hverandre. Fasciene trådte ikke alltid klart frem, noe som kan ha medført eventuelle feil. Fettvev, beinvev, hud og blodårer hadde en klar kontrast til både muskelvev og sener, og var dermed enkle å ekskludere fra tverrsnittsanalysen. En annen feilkilde er at forsøkspersonene i flere tilfeller hadde ulik beinlengde, slik at de ulike snittene ikke alltid var fra nøyaktig samme sted i begge beina.

Tverrsnittsareal av lår ble målt over ni snitt med 35,5 mm mellomrom. Hvert snitt hadde en tykkelse på 5 mm. Med knespalten som referansepunkt ble de ni nevnte snittene proksimalt over låret målt (figur 3.6).



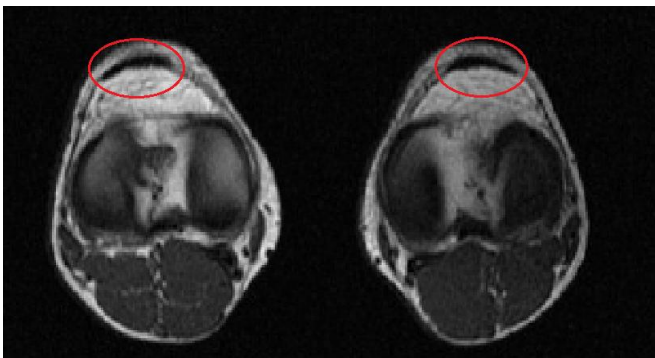
Figur 3.6: axialt tverrsnitt av låret.

Tverrsnittsareal i leggene ble også målt over ni snitt med 35,5 mm mellomrom. Hvert snitt hadde en tykkelse på 5 mm. Også her var knespalten referansepunktet, og de ni snittene ble tatt distalt over leggen (figur 3.7).



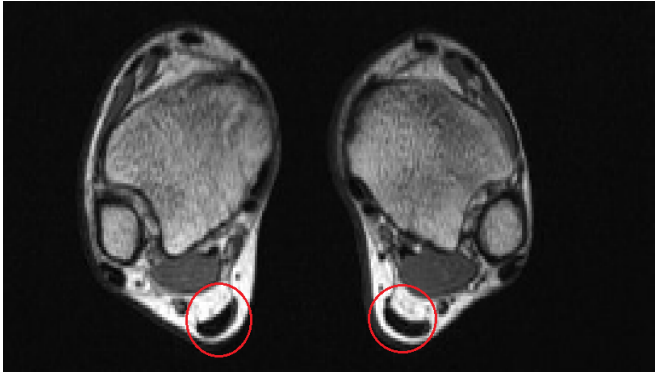
Figur 3.7: axialt tverrsnitt av leggen.

Tverrsnittsareal av patellarsenen ble tatt over syv snitt med 5 mm mellomrom, hvor snitt tre var i knespalten. De to første snittene lå distalt for knespalten, mens de fire siste lå proksimalt. Også her var snittykkelsen 5 mm (figur 3.8).



Figur 3.8: axialt tverrsnitt av patellarsenen (markert med ring).

Tverrsnittsareal av akillessenen ble målt over 12 snitt med 4 mm mellomrom fra øvre kant av calcaneus. Snittykkelsen var 4 mm (figur 3.9).



Figur 3.9: axialt tverrsnitt av akillessenen (markert med ring).

3.4 Statistisk databehandling

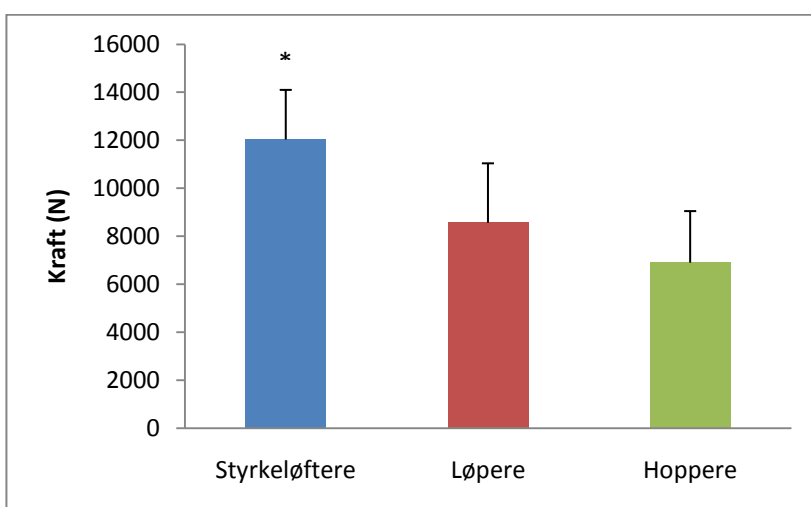
Alle utregninger er foretatt i Microsoft Excel 2007. Ved parvis sammenligning av testdata mellom høyre og venstre ben ble det benyttet en tosidig, parret t-test.

Sammenligningen av testdata mellom de ulike gruppene ble utført ved hjelp av tosidig, uparret t-test. Signifikansnivået er satt til 5 % ($p \leq 0,05$). Spredning er angitt som standard avvik. Kritisk verdi ved korrelasjonsanalyse ($p = 0,05$) er 0,468.

4.0 Resultater

4.1 Senestivhet i patellarsenen

Styrkeløfterne hadde signifikant høyere kraft (12036 ± 2067 N) i sin isometriske kneekstensjon ved 90° fleksjon i kneledd enn både løperne (8565 ± 2477 N) og hopperne (6902 ± 2149 N) (figur 4.1).



Figur 4.1: maksimal isometrisk kraft ved kneekstensjon 90° i kneledd hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn de andre gruppene.

I ratio mellom maksimal kraft ved isometrisk kneekstensjon med 90° fleksjon i kneleddet og det anatomiske tverrsnittsarealet til m. quadriceps i venstre bein (spesifikk styrke; N/cm^2) var det ingen signifikante forskjeller mellom gruppene (tabell 4.1).

Tabell 4.1: spesifikk styrke ($\text{N}/\text{cm}^2 \pm \text{SD}$).

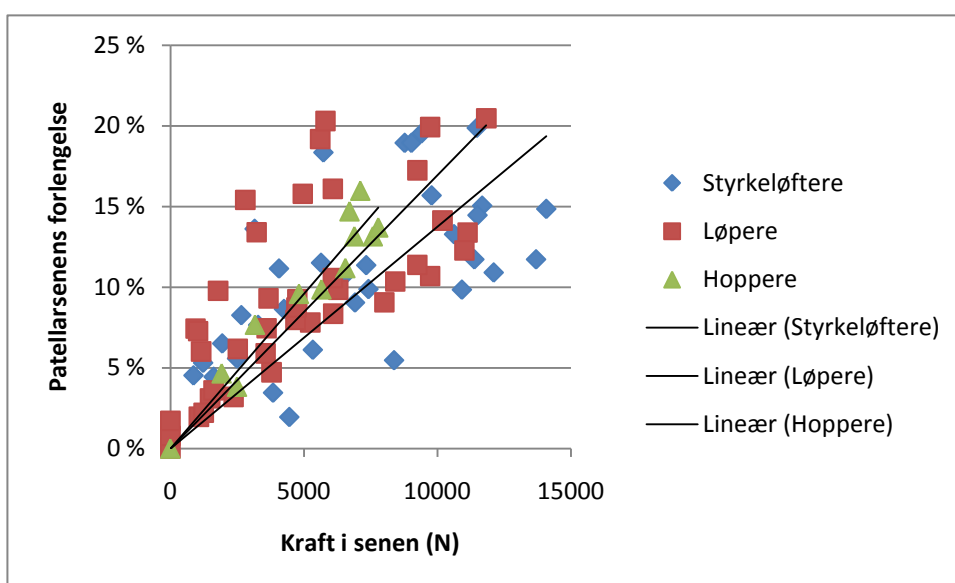
	Spesifikk styrke (N/cm^2)
Styrkeløftere	$92,7 \pm 24,2$
Løpere	$94,7 \pm 26,9$
Hoppere	$85,9 \pm 15,1$

Vi fant ingen signifikante forskjeller mellom de tre ulike gruppene i forlengelse av patellarsenen under maksimal isometrisk muskelaksjon (tabell 4.2). Samlet hadde forsøkspersonene en forlengelse av nevnte sene på 14 ± 4 % ved maksimal kraft, men

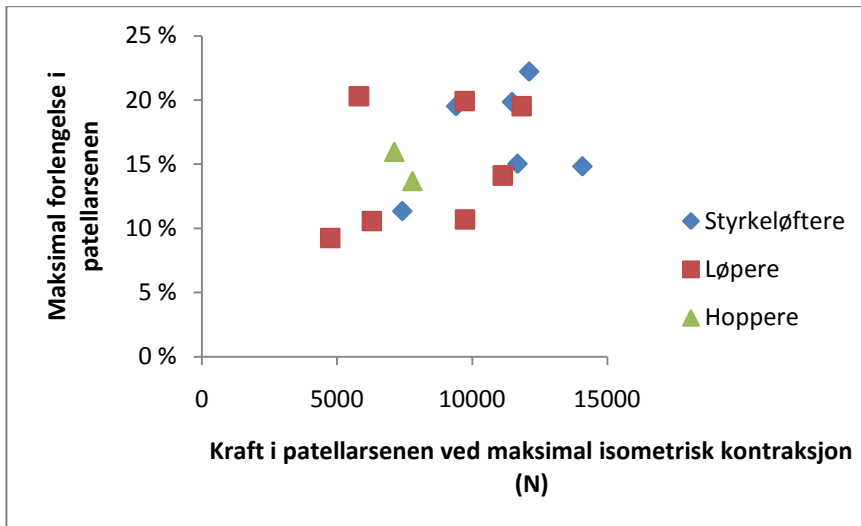
det var stor individuell variasjon (figur 4.2). Det var ingen signifikant sammenheng mellom maksimal forlengelse i patellarsenen og kraft ved maksimal isometrisk kneekstensjon (figur 4.3).

Tabell 4.2: prosentvis forlengelse i patellarsenen i en gradvis økende isometrisk kraftutvikling ($\% \pm SD$).

	Styrkeløftere	Løpere	Hoppere
Forlengelse i patellarsenen	$14 \pm 4 \%$	$14 \pm 5 \%$	$15 \pm 1 \%$

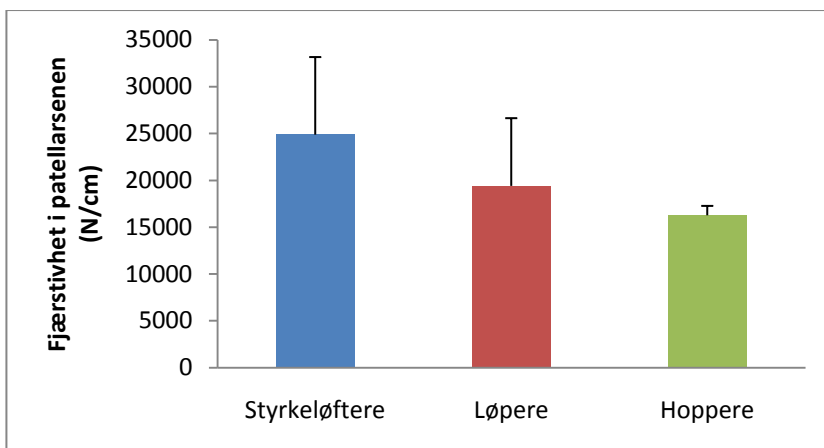


Figur 4.2: forsøkspersonenes relative forlengelse av patellarsenen mot kraft ved isometrisk kneekstensjon med 90° fleksjon i kneleddet.



Figur 4.3: sammenheng mellom kraft i patellarsenen ved maksimal isometrisk kontraksjon og maksimal forlengelse i patellarsenen ($R = 0,42$).

Styrkeløfterne hadde høyest grad av stivhet i patellarsenen, og hopperne lavest. Det var imidlertid ingen signifikante forskjeller mellom gruppene (figur 4.4).



Figur 4.4: patellarsenens fjærstivhet i venstre bein hos styrkeløfterne, løperne og hopperne.

4.2 Hurtighet

Hopperne var raskest, og løperne tregest på både 20 og 40 meter, men det var ingen signifikante forskjeller mellom gruppene (tabell 4.3).

Tabell 4.3: tid på 20 meter og 40 meter sprint (sekunder \pm SD).

	Styrkeløftere	Løpere	Hoppere
20 meter	3,01 \pm 0,35	3,1 \pm 0,3	2,8 \pm 0,0
40 meter	5,43 \pm 0,55	5,58 \pm 0,54	5,05 \pm 0,13

4.3 Vertikal spenst

Løperne hadde signifikant lavere hopp høyde sammenlignet med styrkeløftere og hoppere i både knebøyhopp og svikthopp (tabell 4.4). Alle tre gruppene hadde høyere hopp høyde på svikthopp sammenlignet med knebøyhopp, men denne forskjellen var ikke signifikant. Styrkeløfterne hoppet høyest, og løperne lavest ved begge hoppvariantene.

Tabell 4.4: hopp høyde ved knebøyhopp og svikthopp (cm \pm SD).

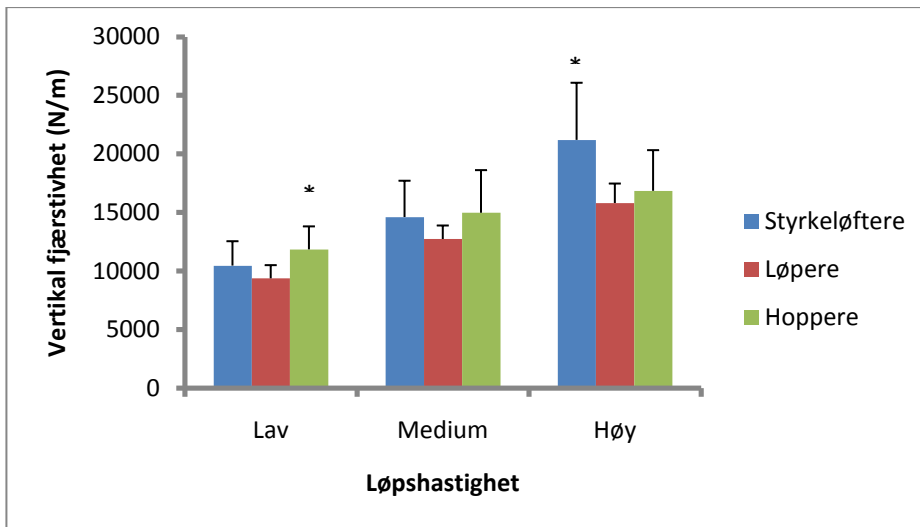
	Knebøyhopp	Svikthopp
Styrkeløftere	41,3 \pm 6,7	45,5 \pm 9,5
Løpere	27 \pm 7,3*	28,7 \pm 7,5*
Hoppere	38,1 \pm 2,7	42,5 \pm 4,4

* = signifikant lavere enn de andre gruppene.

4.4 Vertikal fjærstivhet

4.4.1 Vertikal fjærstivhet ved løp

Vi fant at hopperne hadde signifikant høyere vertikal stivhet (11842 \pm 1964 N/m) enn løperne (9368 \pm 1127 N/m) ved lav selvvalgt løpshastighet. Og at styrkeløfterne hadde signifikant høyere vertikal stivhet (21193 \pm 4877 N/m) ved høy selvvalgt løpshastighet sammenlignet med løperne (15799 \pm 1664) (figur 4.5). Det var ingen signifikante forskjeller mellom gruppene verken ved lav, medium eller høy i hastighet ved de ulike løpene (tabell 4.5).



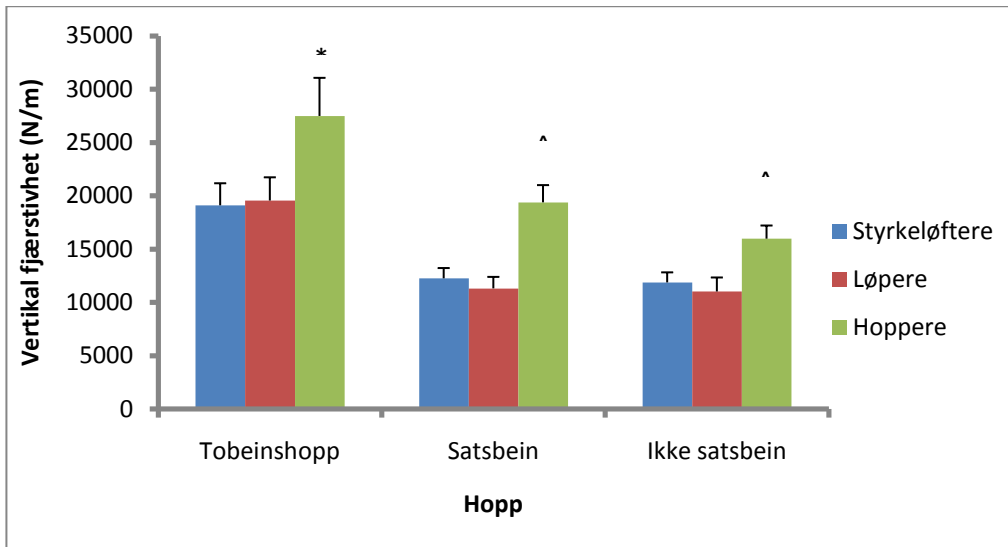
Figur 4.5: vertikal fjærstivhet ved lav, medium og høy selvvalgt løpshastighet hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn løperne.

Tabell 4.5: selvvalgt løpshastighet hos gruppene ved de ulike løpene (m/s \pm SD).

	Lav	Medium	Høy
Styrkeløftere	3,5 \pm 0,4	4,3 \pm 0,6	5,4 \pm 0,7
Løpere	3,8 \pm 0,5	4,6 \pm 0,3	5,3 \pm 0,4
Hoppere	3,9 \pm 0,2	4,7 \pm 0,4	5,6 \pm 1,4

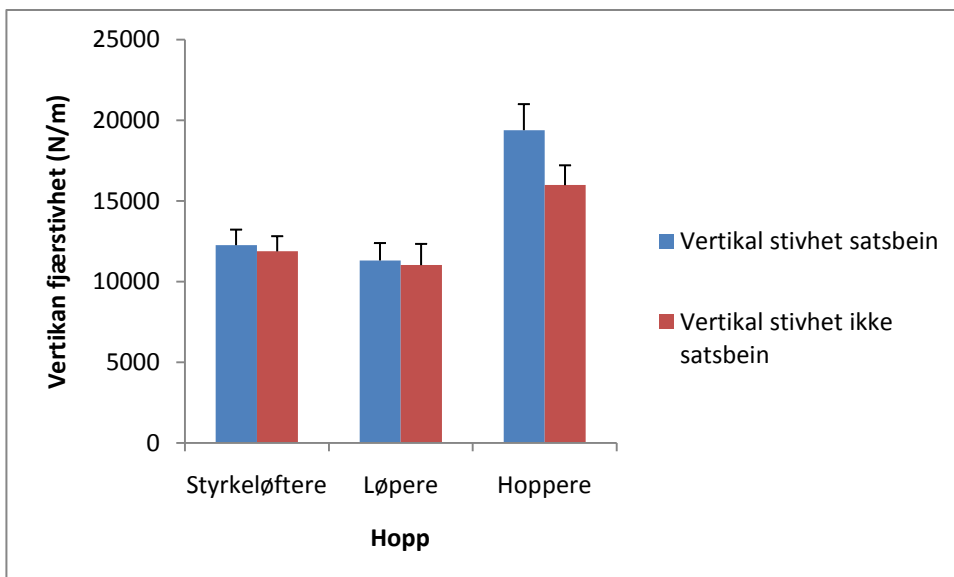
4.4.2 Vertikal fjærstivhet ved hopp

Hopperne hadde signifikant høyere fjærstivhet enn både styrkeløfterne og løperne ved tobeinshopp. Ved ettbeinshopp på satsbeinet hadde hopperne signifikant høyere vertikal stivhet enn løperne (figur 4.6). Det var også en sterk tendens ($p = 0,053$) til at hopperne hadde høyere signifikant vertikal stivhet enn styrkeløfterne. Ved ettbeinshopp på ikke satsbeinet hadde hopperne en signifikant høyere vertikal stivhet sammenlignet med løperne. Det var også her en sterk tendens ($p = 0,066$) til at hopperne hadde høyere vertikal stivhet enn styrkeløfterne.



Figur 4.6: vertikal fjærstivhet ved tobeinshopp, samt ettbeinshopp på satsbein og ikke satsbein hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn de andre gruppene. ^ = signifikant høyere enn løperne.

Vi fant ingen signifikante forskjeller i vertikal fjærstivhet mellom satsbein og ikke satsbein hos noen av gruppene (figur 4.7). Men vi kan se en forskjell på 3,2 % i vertikal fjærstivhet i satsbeinet sammenlignet med ikke satsbeinet hos styrkeløfterne, 2,6 % hos løperne og 17,6 % forskjell hos hopperne.

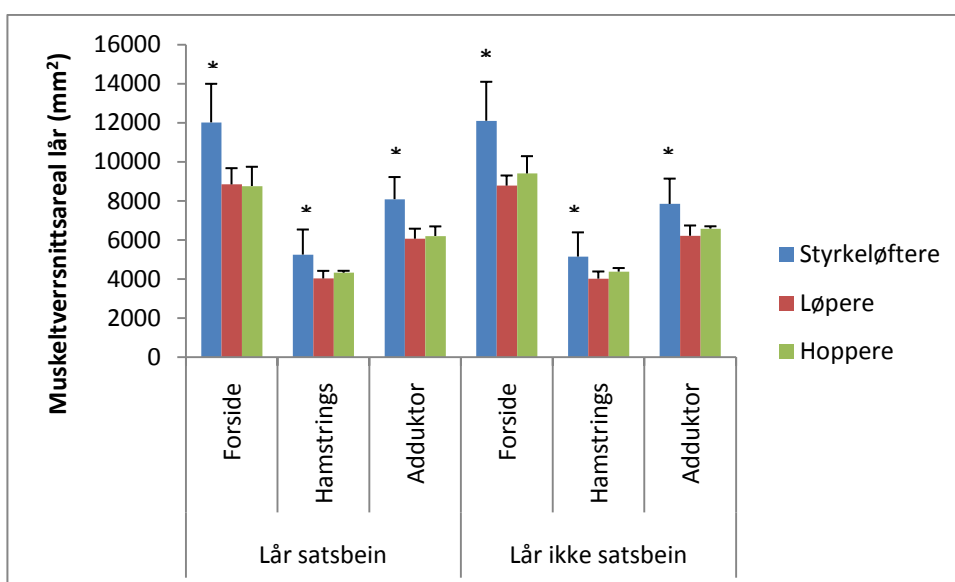


Figur 4.7: vertikal fjærstivhet ved ettbeinshopp på satsbein og ikke satsbein hos styrkeløfterne, løperne og hopperne.

4.5 Tverrsnittsareal av muskulatur og sener

4.5.1 Muskeltverrsnittsareal i låret

Styrkeløfterne hadde et signifikant høyere muskeltverrsnittsareal i forside lår, hamstringsgruppen og adduktorgruppen i både satsbein og ikke satsbein sammenlignet med løperne. Det var også sterke tendenser til at styrkeløfterne hadde høyere tverrsnittsareal enn hopperne i forside lår ($p = 0,059$) og adduktorene ($p = 0,057$) i satsbeinet. Det var ingen signifikante forskjeller mellom løperne og hopperne. Vi avdekket heller ingen signifikante forskjeller mellom satsbein og ikke satsbein i noen av gruppene (figur 4.8).



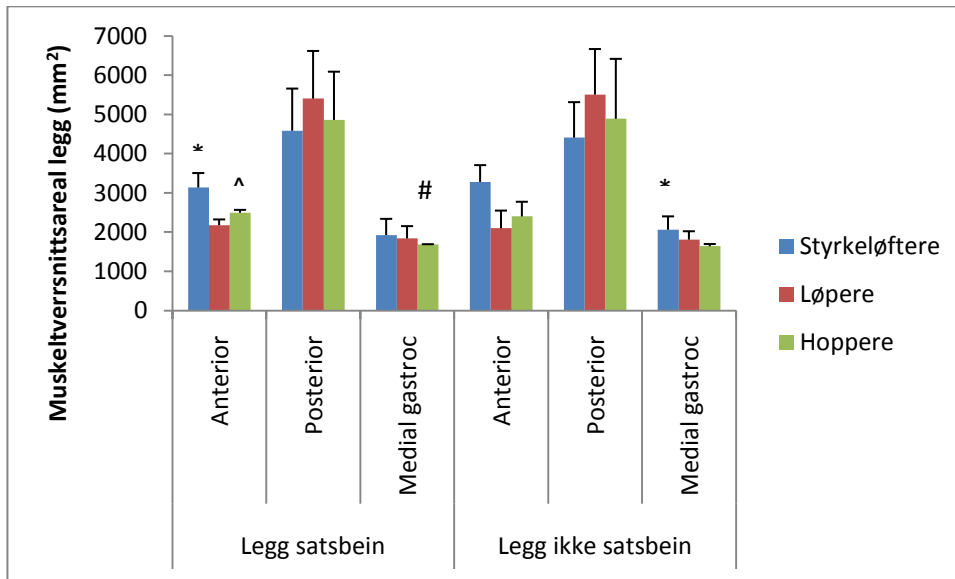
Figur 4.8: muskeltverrsnittsarealet i låret i satsbeinet og ikke satsbeinet hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn løperne.

4.5.2 Muskeltverrsnittsareal i leggen

Styrkeløfterne hadde signifikant høyere tverrsnittsareal i forsiden av leggen enn løperne og hopperne i både satsbein og ikke satsbein. Hopperne hadde signifikant høyere tverrsnittsareal i forsiden av leggen i satsbeinet sammenlignet med løperne.

Styrkeløfterne hadde signifikant høyere tverrsnittsareal i medial gastrocnemius i satsbeinet enn ikke satsbeinet. Det var en sterk tendens ($p = 0,061$) til at løperne hadde høyere tverrsnittsareal i baksida av leggen i ikke satsbeinet sammenlignet med

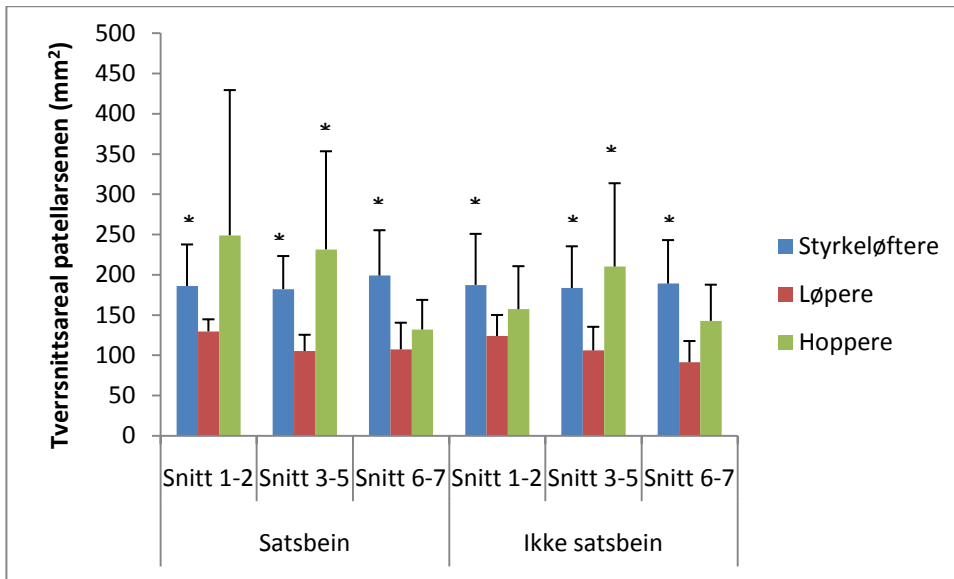
hopperne. Ingen signifikante forskjeller mellom satsbein og ikke satsbein hos verken løperne eller hopperne (figur 4.9).



Figur 4.9: muskeltverrsnittareal i leggen i satsbeinet og ikke satsbeinet hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn de andre gruppene. ^ = signifikant høyere enn løperne. # = signifikant høyere enn medial gastrocnemius ikke satsbein.

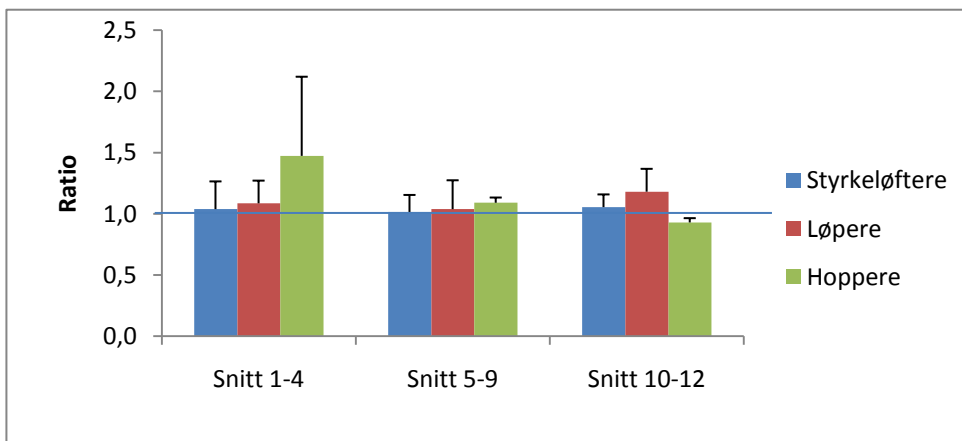
4.5.3 Tverrsnittareal i patellarsenen

Styrkeløfterne hadde et signifikant høyere tverrsnittareal enn løperne i patellarsenen i alle snittene i både satsbeinet og ikke satsbeinet. Hopperne hadde et signifikant høyere tverrsnittareal i snitt 3-5 i både satsbein og ikke satsbein sammenlignet med løperne. Det var også sterk tendens til at hopperne hadde høyere tverrsnittareal enn løperne i snitt 1-2 i satsbeinet ($p = 0,072$) og snitt 6-7 i ikke satsbeinet ($p = 0,067$). Det var ingen signifikante forskjeller mellom styrkeløfterne og hopperne. Ingen signifikante forskjeller ble heller avdekket mellom senetverrsnittareal i satsbein og ikke satsbein i noen av gruppene (figur 4.10).



Figur 4.10: tverrsnittsareal i patellarsenen i satsbeinet og ikke satsbeinet hos styrkeløfterne, løperne og hopperne. * = signifikant høyere enn løperne.

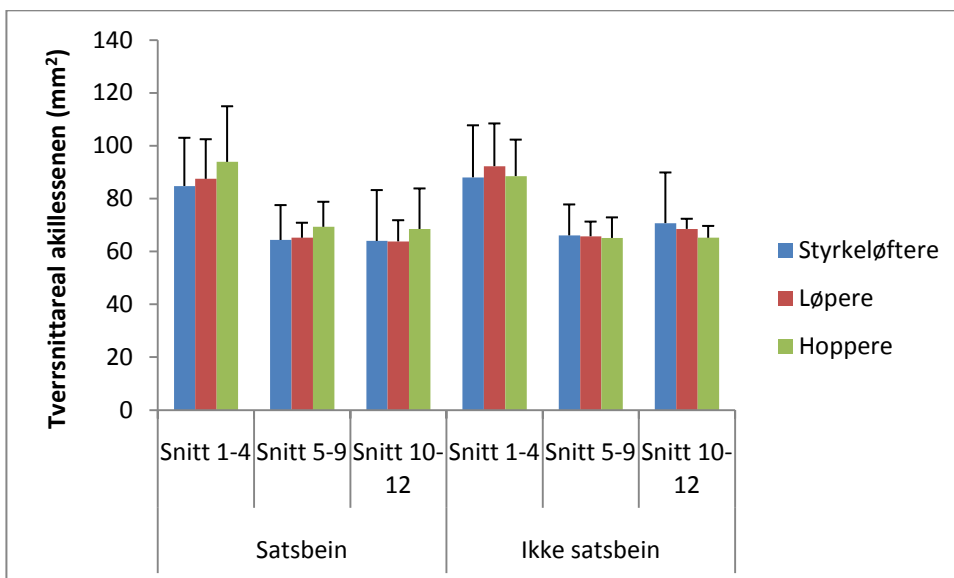
Det var ingen signifikante forskjeller i ratio mellom patellarsenens tverrsnittsareal i satsbein og ikke satsbein i noen av gruppene (figur 4.11), til tross for at hoppernes data skilte seg ut i den distale delen av patellarsenens tverrsnittsareal mellom satsbein og ikke satsbein.



Figur 4.11: ratio mellom patellarsenens tverrsnittsareal i satsbein og ikke satsbein.

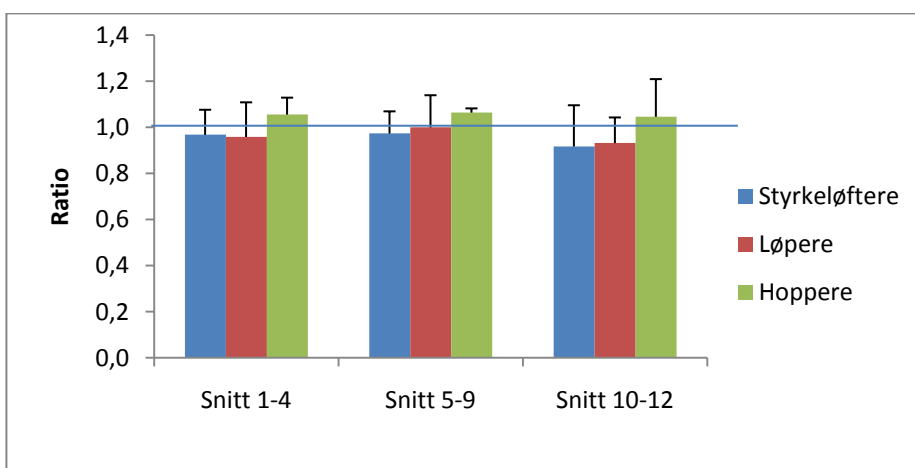
4.5.4 Tverrsnittsareal i akillessenen

Det ble ikke avdekket noen signifikante forskjeller mellom noen av gruppene eller mellom satsbein og ikke satsbein innad i gruppene. (figur 4.12).



Figur 4.12: tverrsnittsareal i akillessenen i satsbein og ikke satsbein hos styrkeløfterne, løperne og hopperne.

Det var ingen signifikante forskjeller i ratio mellom gruppene i akillessenens tverrsnittsareal i satsbein og ikke satsbein (figur 4.13).



Figur 4.13: ratio mellom akillessenens tverrsnittsareal i satsbein og ikke satsbein.

4.6 Sammenhenger

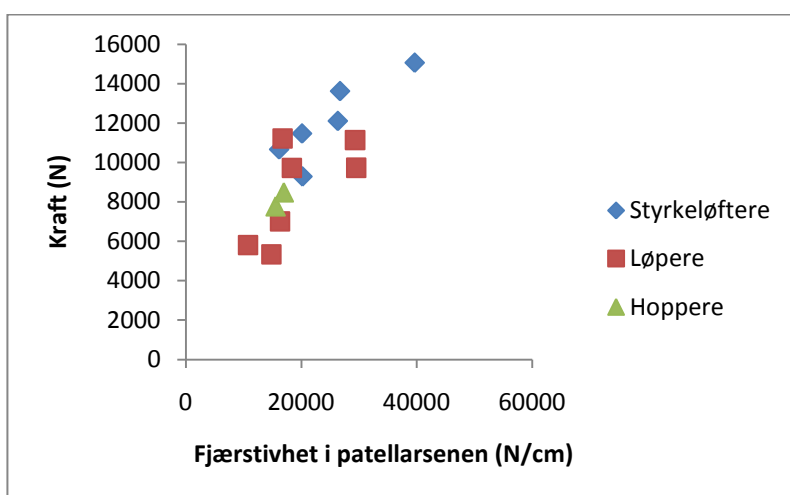
4.6.1 Sammenheng mellom fjærstivet i patellarsenen vertikal fjærstivhet ved hopp og prestasjon ved de fysiske testene

Fjærstivhet i patellarsenen hadde en signifikant positiv korrelasjon med prestasjon ved maksimal isometrisk kneekstensjon (figur 4.14). Det vil se at de med høyest fjærstivhet i denne senen utviklet høyest kraft ved denne testen. Vi fant også en signifikant negativ korrelasjon mellom fjærstivhet i patellarsenen og ratio i fart (m/s) på 20 m/40 m sprint. Det vil si at de med størst forskjell i fart mellom 20 m og 40 m sprint hadde høyest fjærstivhet i patellarsenen (tabell 4.6).

Tabell 4.6: sammenhengen senefjærstivhet og vertikal fjærstivhet har med spenst, hurtighet og isometrisk muskelstyrke ved kneekstensjon.

	KBH	SH	Ratio KBH/SH	20 m	40 m	Ratio 20m/40m	Isom. kneeks.
Senefjærstivhet	0,34	0,36	-0,30	0,07	0,01	-0,55*	0,79*
Tobeinshopp	-0,12	-0,15	-0,01	0,15	0,20	0,19	-0,31
Satsbein	0,09	0,07	-0,01	-0,29	-0,26	-0,02	-0,10
Ikke satsbein	0,07	0,08	-0,19	-0,21	-0,19	0,05	-0,06

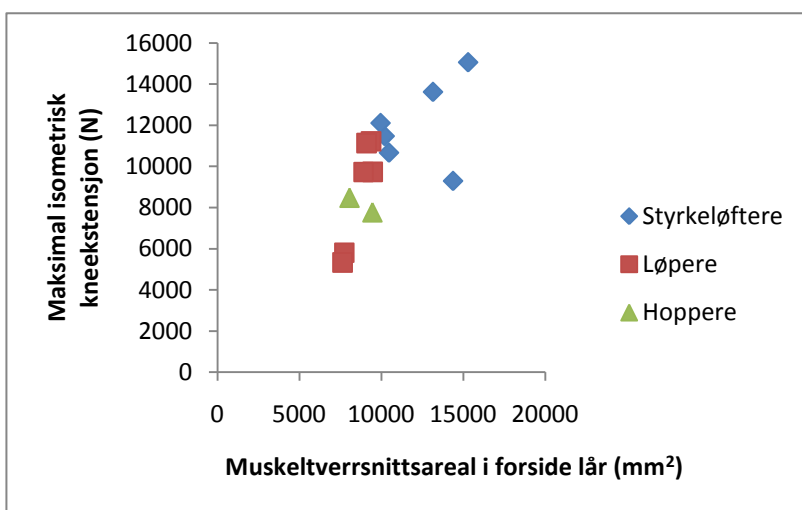
KBH = knebøyhopp, SH = svikthopp, isom. kneeks. = isometrisk kneekstensjon, * = signifikant sammenheng.



Figur 4.14: sammenheng mellom fjærstivhet i patellarsenen og kraft ved maksimal isometrisk kneekstensjon ($R = 0,79$).

4.6.2 Sammenheng mellom muskeltverrsnittareal i underekstremiteten og prestasjon ved de fysiske testene

Vi fant en signifikant positiv korrelasjon mellom muskeltverrsnittareal i forside lår og prestasjon på maksimal isometrisk kneekstensjon (figur 4.15). Signifikant positiv korrelasjon var det også mellom muskeltverrsnittareal i lårets adduktorgruppe og prestasjon ved knebøyhopp og svikthopp. Det var en signifikant positiv korrelasjon mellom muskeltverrsnittareal i leggens forside og prestasjon ved knebøyhopp og svikthopp. Vi fant en signifikant negativ korrelasjon mellom muskeltverrsnittareal i leggens bakside og prestasjon ved knebøyhopp og spensthopp. Noe som betyr at de med lavest muskeltverrsnittareal i leggens bakside hoppet høyest. Det var en signifikant negativ korrelasjon mellom tverrsnittareal i leggens bakside og ratio på hastighet ved 20 og 40 meter sprint. Det vil si at de med høyest tverrsnittareal i leggens bakside hadde størst forskjell mellom hastighet på 20 og 40 meter sprint (tabell 4.7).



Figur 4.15: sammenheng mellom muskeltverrsnittarealet i forside lår og prestasjon ved maksimal isometrisk kneekstensjon ($R = 0,70$).

Tabell 4.7: sammenheng mellom muskeltverrsnittareal i underekstremiteten og prestasjon ved de fysiske testene.

	KBH	SH	Ratio KBH/SH	20 m	40 m	Ratio 20m/40m	Isom. kneeks.
Lår forside	0,46	0,41	0,10	0,26	0,19	0,06	0,70*
Lår hamstrings	0,31	0,26	0,13	0,31	0,25	0,16	0,18
Lår adduktor	0,58*	0,52*	0,11	0,07	0,01	0,16	0,40
Legg forside	0,62*	0,58*	-0,07	0,04	0,02	0,38	0,25
Legg bakside	-0,54*	-0,51*	0,07	0,46	0,42	-0,65*	0,03
Legg med. gas.	0,17	0,16	-0,13	0,18	0,15	-0,09	0,17

KBH = knebøyhopp, SH = svikthopp, * = signifikant korrelasjon.

4.6.3 Sammenheng mellom senetverrsnittareal og prestasjon ved de fysiske testene

Vi fant en positiv signifikant korrelasjon mellom tverrsnittareal distalt i akillessenen og tid på 20 og 40 meter sprint, det vil si at de med størst tverrsnittareal distalt i akillessenen brukte lengst tid på 20 og 40 meter sprint (tabell 4.8).

Tabell 4.8: sammenheng mellom tverrsnittareal i patellar- og akillessenen og prestasjon ved de fysiske testene.

	KBH	SH	Ratio KBH/SH	20 m	40 m	Ratio 20m/40m	Isom. kneeks.
Pat. 1-2	0,27	0,26	-0,02	0,18	0,11	0,09	0,21
Pat. 3-5	0,41	0,39	-0,11	-0,01	-0,06	0,28	0,08
Pat. 6-7	0,42	0,34	0,27	0,25	0,20	0,25	0,41
Akk. 1-4	-0,38	-0,41	0,43	0,54*	0,52*	0,14	-0,23
Akk. 5-9	-0,14	-0,19	0,23	0,32	0,24	0,06	-0,15
Akk. 10-12	-0,07	-0,09	0,13	0,34	0,26	-0,01	0,01

KBH = knebøyhopp, SH = svikthopp, * = signifikant sammenheng.

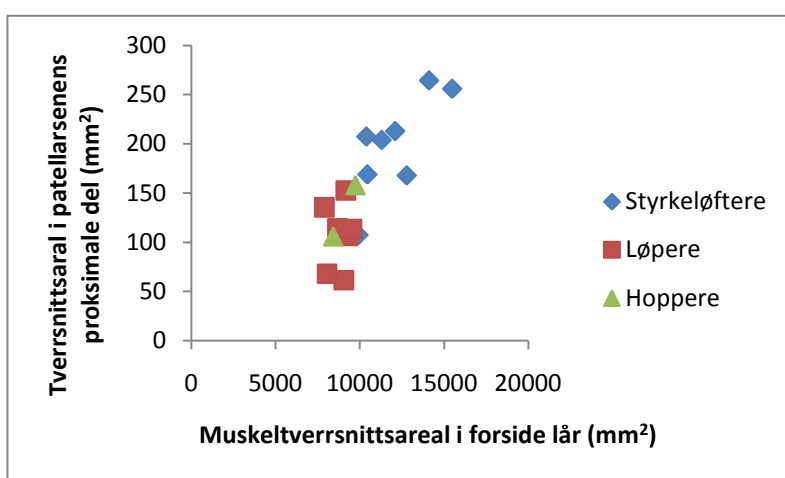
4.6.4 Sammenheng mellom senetverrsnittsareal og muskeltverrsnittsareal

Vi fant signifikant sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i lårets forside og patellarsenens tverrsnittsareal i alle snitt (tabell 4.9 og figur 4.16).

Tabell 4.9: sammenheng mellom tverrsnittsareal i lårmuskulatur og tverrsnittsareal i patellarsenen.

	Pat snitt 1-2	Pat snitt 3-5	Pat snitt 6-7
Lår forside	0,57*	0,49*	0,83*

* = signifikant sammenheng.

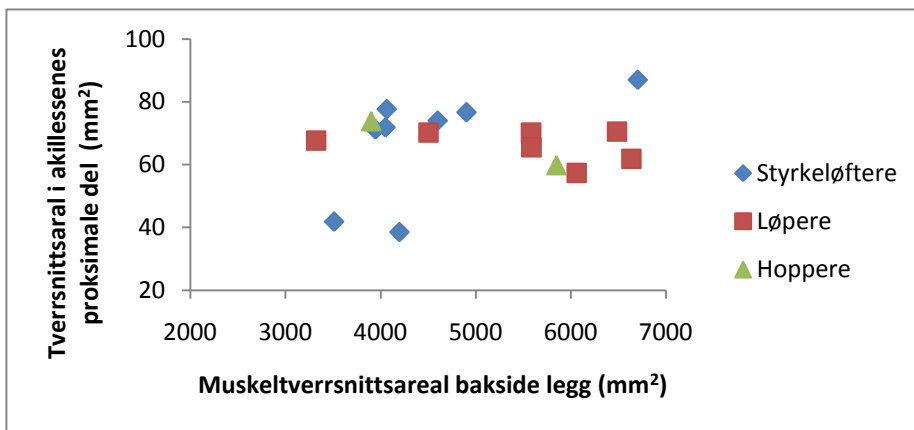


Figur 4.16: sammenhengen mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og patellarsenens proksimale tverrsnittsareal (snitt 6-7) ($R = 0,83$).

Vi fant ingen signifikante sammenhenger mellom muskeltverrsnittsareal i leggens bakside eller m. gastrocnemius medialis og akillessenenens tverrsnittsareal (tabell 4.10, figur 4.17).

Tabell 4.10: sammenheng mellom tverrsnittsareal i leggmuskulatur og tverrsnittsareal i akillessenen.

	Akk snitt 1-4	Akk snitt 5-9	Akk snitt 10-12
Legg bakside	0,08	0,08	0,19
Legg med. gas.	-0,02	0,13	0,33



Figur 4.17: sammenheng mellom tverrsnittareal i proksimal del av akillessenen og muskelverrsnittareal i bakside legg ($R = 0,19$).

4.6.5 Sammenheng mellom fjærstivhet i patellarsenen og tverrsnittareal i muskel og sene

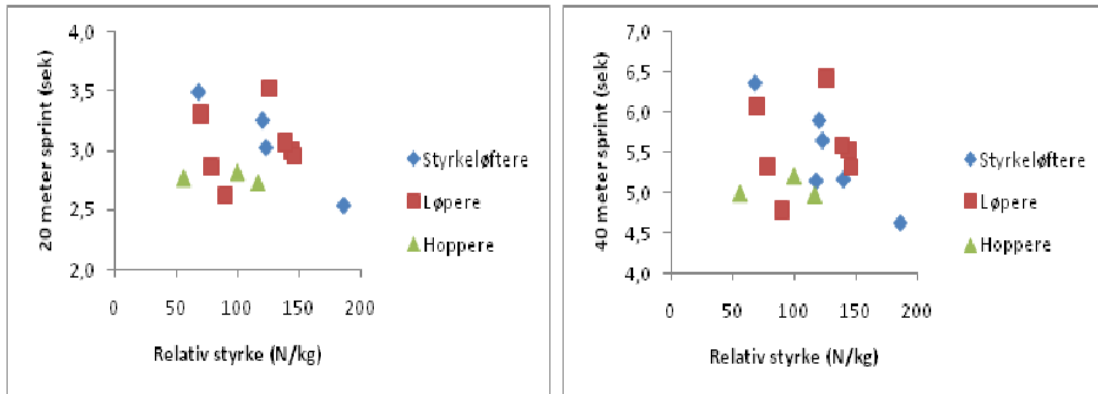
Vi fant en positiv signifikant sammenheng mellom fjærstivhet i patellarsenen og muskelverrsnittareal i forside lår (tabell 4.11 og figur 4.18). Vi fant imidlertid ingen signifikante sammenhenger mellom fjærstivhet i patellarsenen og tverrsnittareal i patellarsenen (Tabell 4.11). Vi har kun benyttet tverrsnittareal i forside lår og patellarsene fra venstre bein, siden vi kun har data på patellarsenens fjærstivhet i venstre bein.

Tabell 4.11: sammenheng mellom fjærstivhet i patellarsenen, tverrsnittareal i patellarsenen og muskelverrsnittareal i forside lår.

	Snitt 1-2	Snitt 3-5	Snitt 6-7	Forside lår
Senefjærstivhet	-0,06	-0,12	0,26	0,63*

* = signifikant sammenheng.

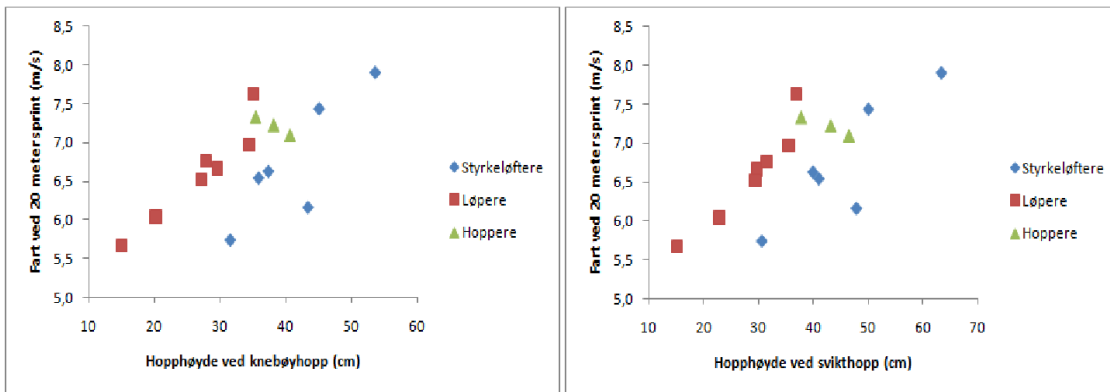
Det er en tendens til at de med høyest relativ styrke løp raskest på både 20 og 40 meter sprint. Vi fant imidlertid ingen signifikante sammenhenger (figur 4.21 og 4.22).



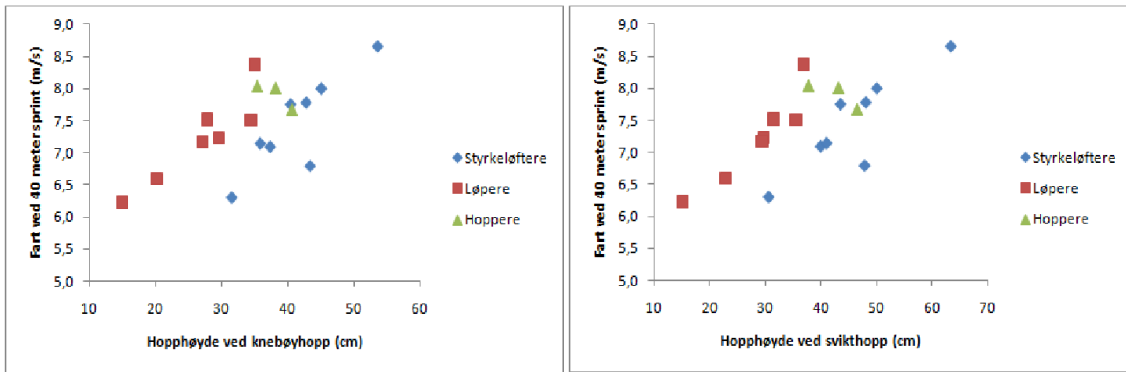
Figur 4.21 og 4.22: sammenhengen mellom relativ styrke og prestasjon på 20 (venstre)($R = 0,22$) og 40 meter sprint (høyre)($R = 0,25$).

4.6.7 Sammenheng mellom sprint- og hoppprestasjon

Vi fant en positiv signifikant sammenheng mellom fart ved 20 og 40 meter sprint og hopp høyde ved knebøy- og svikthopp (figur 4.23, 4.24, 4.25 og 4.26).



Figur 4.23 og 4.24: sammenheng mellom fart ved 20 meter sprint og hopp høyde ved knebøyhopp (venstre)($R = 0,69$) og svikthopp (høyre)($R = 0,71$).



Figur 4.25 og 4.26: sammenheng mellom fart ved 40 meter sprint og hopp høyde ved knebøyhopp (venstre) ($R = 0,69$) og svikhopp (høyre) ($R = 0,70$).

5.0 Diskusjon

Formålet med denne tverrsnittsstudien var å studere hvordan årelang trening har påvirket mekaniske, funksjonelle og strukturelle egenskaper i muskel-senesystemet i lår og legg, hos tre ulike grupper utøvere; styrkeløftere, løpere og hoppere.

Hovedfunnene var at hopperne hadde signifikant høyere vertikal fjærstivhet ved hopp på stedet sammenlignet med både styrkeløfterne og løperne ved tobeinshopp, og ettbeinshopp sammenlignet med løperne. Styrkeløfterne hadde signifikant høyere muskeltverrsnittsareal i låret og høyere tverrsnittsareal i patellarsenen (alle snitt) enn løperne, mens hopperne hadde signifikant høyere tverrsnittsareal i midtre del av patellarsenen enn løperne (snitt 3-5). Styrkeløfterne hadde signifikant høyere kraft enn de andre gruppene ved maksimal isometrisk kneekstensjon ved 90° fleksjon i kneleddet. Løperne hoppet signifikant lavere enn styrkeløfterne og hopperne ved både knebøyhopp og svikthopp. Vi fant en sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og tverrsnittsareal i patellarsenen, men ingen sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i bakside legg og akillessenens tverrsnittsareal. Vi fant videre en signifikant sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og fjærstivhet i patellarsenen. En signifikant sammenheng ble også funnet mellom prestasjon ved sprint- og spensttester.

På grunn av at kun tre høydehoppere deltok i undersøkelsen var det vanskelig å finne signifikante forskjeller mellom gruppene. Det er derfor viktig å huske på at selv om det for mange variabler ikke ble funnet signifikant forskjell mellom hopperne og de to andre gruppene så betyr ikke det nødvendigvis at det ikke er en reell forskjell; i flere tilfeller betyr det bare at vi hadde for få hoppere til å kunne påvise en slik forskjell. Det er i den videre diskusjonen derfor også lagt vekt på kvalitative vurderinger av resultatene.

5.1 Fjærstivhet ved løp og hopp

Vi fant en økning i vertikal fjærstivhet hos styrkeløftere, løpere og hoppere ved økt selvvalgt løpshastighet. Dette er ikke noe overraskende funn, siden høyere løpshastighet forbindes med økt grad av fjærstivhet i underekstremiteten (Seyfarth et al., 2002; Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002). Arampatzis et al. (1999) fant en fjærstivhet i underekstremiteten på over 35 kN/m ved løp, mens McMahon & Cheng (1990) fant fjærstivhetsverdier i underkant av 20 kN/m, noe som stemmer godt overens med våre funn. Vi registrerte imidlertid at styrkeløfterne hadde signifikant høyere vertikal fjærstivhet ved høy selvvalgt løpshastighet sammenlignet med løperne, uten at det var store forskjeller i hastighet mellom gruppene. Grunnen til det kan være at styrkeløfterne er tyngst, siden det ikke er forskjeller mellom gruppene når vi korrigerer for massen. Det at styrkeløfterne er tyngst kan medføre at det stilles større krav til fjærstivheten i underekstremiteten hos disse ved løp, siden de må akselerere en større kroppsmasse. Ifølge Butler et al. (2003) er beinstivhet et bedre mål på fjærstivhet i underekstremiteten ved løp enn vertikal fjærstivhet, siden beinstivhet måler graden av kompresjon i beinet, mens vertikal fjærstivhet er den vertikale ossileringen av massesenteret ved løp. Ved de overnevnte løpene har vi kun mål på vertikal fjærstivhet, ikke beinstivhet.

At hopperne hadde en signifikant høyere vertikal fjærstivhet ved tobeinshopp på stedet sammenlignet med både styrkeløftere og løpere er interessant. Vi registrerte også signifikant høyere vertikal fjærstivhet ved ettbeinshopp på både satsbeinet og ikke satsbeinet hos hopperne sammenlignet med løperne og en sterk tendens til det samme når hopperne ble sammenlignet med styrkeløfterne. Når vi korrigerer for massen hadde hopperne signifikant høyere vertikal fjærstivhet enn styrkeløfterne også ved ettbeinshoppene. Hopperne var komfortable med hopping på stedet, noe som ikke var tilfeller for alle styrkeløfterne. Flere av dem ble synlig slitne i leggene etter kort tid. Enkelte av styrkeløfterne kompenserte dette med noe høyere bidrag fra knestrekkerne og tenderte til knedominerende fremfor ankeldominerende strategi ved særlig ettbeinshoppene. Dette kan ha bidratt til at hopperne klarte å holde en høyere hoppfrekvens, som igjen er relatert til høyere fjærstivhet i underekstremiteten (Hobara et al., 2008). Ferris & Farley (1997) fant en vertikal fjærstivhet på 17,8 kN/m ved hopping på stedet med en frekvens på 2 Hz. hos unge, friske kvinner og menn, mens

Hobara et al. (2008) fant at langdistanseløperne hadde en fjærstivhet i underekstremiteten på 24 kN/m ved en frekvens på 1,5 Hz., og 36 kN/m ved 3 Hz. ved hopping på stedet. Sprinterne i samme studie hadde en fjærstivhet i underekstremiteten på 35,4 kN/m ved 1,5 Hz. og hele 57 kN/m ved 3 Hz. Alle våre grupper hadde høyere vertikal fjærstivhet i underekstremiteten ved hopping på stedet enn hva Farley & Ferris (1997) rapporterer, men under det Hobara et al. (2008) har funnet. Siden sprint- og hopp prestasjon er nært relatert (Bissas & Havenetidis, 2008) var det naturlig å sammenligne sprinterne i Hobara et al. (2008) sin studie med hopperne i vår studie. Sprinterne i deres studie hadde høyst vertikal fjærstivhet i underekstremiteten, akkurat som hopperne har i vår studie. Hopperne og løperne i vår studie hadde lavere vertikal fjærstivhet enn hva tilfellet var for langdistanseløperne og sprinterne ved hopping på stedet ved 1,5 Hz. i Hobara et al. (2008) sin studie. Imidlertid var forholdet i vertikal fjærstivhet mellom utøvere som har trent utholdenhet ved løp og utøvere som har trent eksplosivt stemmer godt overens i vår og Hobara et al. (2008) sin studie.

Funnene våre ved hopping på stedet indikerer at det hos hopperne stilles større krav til fjærstivhet i underekstremiteten enn hva tilfellet er i gruppene bestående av styrkeløftere og løpere. Hopperne er avhengige av en fjærstivhet i satsbeinet som bidrar til at det ikke kollapser samtidig som de må utvikle stor kraft hurtig for å akselerere kroppens massesenter i vertikal retning så høyt kapasiteten deres tillater. Hos styrkeløfterne stilles det også krav til å utvikle stor kraft, kanskje ikke så hurtig som hos hopperne, mens det hos løperne stilles moderate krav i forhold til det å utvikle stor kraft hurtig. På bakgrunn av arbeidet til Farley & Morgenroth (1999) og Hobara et al. (2008) kan vi anta at fjærstivheten over ankelleddet kan spille en dominerende rolle i forhold til fjærstivheten over kneleddet ved disse hoppene. Hopperne i vår studie hadde lavest fjærstivhet i patellarsenen. Dette stemmer godt overens med hvordan Stafilidis & Arampatzis (2007) og Arampatzis et al. (2007) beskriver sprintere i sine studier, og sprint- og hopp prestasjon er nært relatert (Bissas & Havenetidis, 2008). Arampatzis et al. (2007) fant høyere fjærstivhet i akillessenen hos sprintere sammenlignet med langdistanseløpere, men ingen forskjeller i akillessenens tverrsnittsareal. I vår studie fant vi heller ingen signifikante forskjeller mellom gruppene i akillessenens tverrsnittsareal eller muskeltverrsnittsareal på leggens bakside, så at hopperne kan ha hatt høyere fjærstivhet i akillessenen, uten forskjeller i senetverrsnittsareal er fullt mulig. Dette indikerer at hopperne gjennom trening og konkurranser kommer seg over

terskelen for adaptasjon til økt fjærstivhet i akillessenen, som ifølge Arampatzis et al. (2006) er høy. Vi kunne ikke måle fjærstivhet i kne- og ankelleddet, eller i akillessenen, men det ville vært interessant å se hvorvidt det hadde trådt frem ytterlige forskjeller mellom gruppene med lokale mål på fjærstivhet ved både løp og hopp. Det ville også vært interessant å se hvorvidt lokale mål på fjærstivhet ville hatt en innflytelse på prestasjon ved sprint- og spensttestene, siden hopping på stedet i stor grad vil representere fjærstivheten over ankelleddet, mens løp involverer større deler av underekstremiteten hvor kne- og hoftelodd vil spille inn i en større grad.

5.1.1 Forskjeller mellom satsbein og ikke satsbein

Når det gjelder forskjeller i vertikal fjærstivhet ved hopp i satsbein og ikke satsbein var det ingen signifikante forskjeller mellom disse i noen av gruppene. Hos hopperne målte vi imidlertid en 17,6 % forskjell mellom sats og ikke satsbein, mens vi registrerte beskjedne 3,2 % og 2,6 % i forskjell hos henholdsvis styrkeløfterne og løperne. Styrkeløfterne hadde signifikant høyere tverrsnittsareal i m. gastrocnemius medialis i satsbeinet sammenlignet med ikke satsbeinet. Ellers ble det ikke avdekket noen signifikante forskjeller i verken muskel- eller senetverrsittsareal mellom sats- og ikke satsbein i noen av gruppene. Dalleau et al. (1998) har registrert en fjærstivhetsforskjell på 17 % mellom beina hos mellomdistanseløpere. På bakgrunn av det skulle man tro at vi i også hos løperne i vår studie kunne registrert en større forskjell i fjærstivhet mellom underekstremitetene. At vi registrerte den største forskjellen hos hopperne er ikke overraskende, siden de mekaniske kravene hopp stiller til satsbeinet er større enn hva tilfellet er for ikke satsbeinet, og jo større krav aktiviteten stiller (eksempelvis hopp høyde og -frekvens), jo større grad av fjærstivhet må underekstremiteten som system svare med (Butler et al., 2003). Volumet og størrelsen på stimuli som kan medføre endringer i både tverrsnittsareal, fasikkellengder og pennasjonsvinkler i muskulatur, samt tverrsnittsareal og fjærstivhet i senene er med stor sannsynlighet størst i satsbeinet hos hopperne, noe som gir gode vilkår for adaptasjon til fjærstivhet. De besitter imidlertid ikke større styrke i satsbeinet enn ikke satsbeinet. Denne studien er del av en større tverrsnittsstudie hvor det er funnet at hopperne er ikke sterkere i satsbeinet enn ikke satsbeinet ved fleksjon eller ekstensjon i kne- eller ankelleddet ved lave, medium eller høye vinkelhastigheter, ei heller ved eksentriske kontraksjoner. Vi

kan spekulere i at fjærstivheten i satsbeinet er størst hovedsakelig på bakgrunn av fjærstivheten i ankelleddet, siden ankelleddet antas være den viktigste bidragsyteren i forhold til fjærstivhet ved hopp (Farley & Morgenroth, 1999). Dette kan være noen av årsakene til at vi så den største forskjellen i vertikal fjærstivhet mellom satsbein og ikke satsbein hos hopperne.

5.2 Muskelstyrke ved maksimal isometrisk kneekstensjon

Styrkeløfterne produserte en signifikant høyere kraft ved maksimal isometrisk kneekstensjon med 90° fleksjon i kneleddet sammenlignet med både løperne og hopperne. De hadde også signifikant høyere muskeltvernsnitsareal i forside lår enn løperne, men ikke hopperne. Imidlertid hadde løperne og hopperne rimelig likt muskeltvernsnitsareal i forside lår, så med flere forsøkspersoner i gruppen med hoppere ville vi sannsynligvis sett signifikante forskjeller mellom styrkeløfterne og hopperne også. Tung styrketrening over tid medfører en økning i muskeltvernsnitsareal (Kongsgaard et al., 2007; Reeves et al., 2006), og det var derfor ikke overraskende at vi registrerte det høyeste muskeltvernsnitsarealet i låret hos nettopp styrkeløfterne. Det var ingen signifikante forskjeller mellom gruppene i spesifikk styrke, noe som vil si at forsøkspersonene i alle tre gruppene får like mye ut av sin muskelmasse. En muskel kan skape et drag i senen på omkring 30 N/cm² i en maksimal isometrisk kneekstensjon ved optimal muskellengde (Raastad, 2005). Våre verdier var omkring tre ganger så høye, men er beregnet ut fra anatomisk muskeltvernsnitsareal. Erskine et al. (2010) har beregnet spesifikk styrke ut fra fysiologisk muskeltvernsnitsareal. Ved å sammenligne våre data mot deres, ser vi at også våre forsøkspersoner ville hatt en spesifikk styrke på omkring 30 N/cm² i fysiologisk muskeltvernsnitsareal. At styrkeløfterne klarte å skape størst dreiemoment ved maksimal isometrisk kneekstensjon kan skyldes gunstige vektarmer når det gjelder muskulutspring og –feste, leddanatomi, antropometriske data og fjærstivhet i patellarsenen, men det er ut fra våre data det faktum at styrkeløfterne hadde høyest muskeltvernsnitsareal i forside lår som var hovedårsaken til at de klarte å utvikle størst dreiemoment ved maksimal isometrisk kneekstensjon. Vi fant en positiv sammenheng mellom muskeltvernsnitsareal i forside lår og kraft ved maksimal isometrisk kneekstensjon. En styrkeløfter ser imidlertid ut til å få liten kraft ut av sin muskelmasse, uvisst av hvilken grunn, og er den med lavest relativ styrke av samtlige

utøvere. Nevnte sammenheng ville vært sterkere dersom vi hadde sett bort fra denne forsøkspersonen.

5.3 Prestasjon ved knebøyhopp og svikthopp

Løperne hadde signifikant lavere hopp høyde enn styrkeløfterne og hopperne ved både knebøyhopp og svikthopp. Ingen signifikante forskjeller ble avdekket mellom styrkeløfterne og hopperne. Leddutslaget ved knebøyhopp og svikthopp var større både i kne- og ankelledd enn i hoppvariantene ved fjærstivhetsmålingene. Forsøkspersonene gikk ved både knebøyhopp og svikthopp så dypt at ekstensorer over både hofte- og kneledd må ha spilt en vesentlig rolle i tillegg til plantarfleksorene. Ved begge disse hopptypene er evnen til å utvikle stor kraft hurtig viktig for en god prestasjon.

At styrkeløfterne var bedre skikket enn løperne til å utvikle stor kraft hurtig er naturlig på bakgrunn av sitt høyere muskeltvernsnitsareal i låret, samt høyere kraftutvikling ved maksimal isometrisk kneekstensjon. I tillegg var styrkeløfterne vant til å jobbe i posisjonene ved disse hoppene gjennom sin idrett, noe ikke løperne var. McCarthy et al. (1995) fant at man ved å trene knebøy legger til rette for en bedret prestasjon ved svikthopp og dette kan ha gitt styrkeløfterne en fordel. Styrkeløfterne hadde også høyest fjærstivhet i patellarsenen, noe som er fordelaktig med tanke på å prestere godt ved knebøyhopp, men kan ha en negativ innvirkning på prestasjon ved svikthopp (Kubo et al., 2006). Styrkeløfterne hoppet, som nevnt, høyest ved både knebøyhopp og svikthopp. Det var ikke forskjell mellom gruppene i ratio hopp høyde mellom knebøyhopp og svikthopp.

Hopperne har større krav til spenst og eksplosivitet i muskulaturen gjennom sin idrett enn løperne, og det er ikke unaturlig at de i større grad enn løperne er i stand til å utvikle stor kraft hurtig. Med unntak av muskulaturen på forsiden av leggen i satsbeinet, var det ingen signifikante forskjeller i muskeltvernsnitsareal mellom hopperne og løperne. Det var heller ingen signifikante forskjeller mellom disse gruppene ved maksimal isometrisk kneekstensjon. Altså må det være andre faktorer som ligger til grunn for at hopperne presterer bedre enn løperne ved knebøyhopp og svikthopp. Abe et al. (2000) fant at sprintere har lengre fasikler enn langdistanseløpere i mm. vastus lateralis, gastrocnemius medialis og lateralis. De fant også mindre pennasjonsvinkler i overnevnte muskler hos

sprinterne sammenlignet med langdistanseløperne. Mindre pennasjonsvinkler og lengre fasikler vil legge til rette for en hurtigere muskelkontraksjon, og på bakgrunn av nevnte faktorer bedre evnen til å utvikle stor kraft hurtig under en sats. Denne studien er del av en større tverrsnittsundersøkelse som ikke er publisert ennå, hvor det ble funnet både mindre pennasjonsvinkler og lange fasikler i m. vastus lateralis i begge bein hos hopperne sammenlignet med både styrkeløfterne og løperne, noe som kan ha gitt hoppere en fordel i forhold til det å utvikle kraft hurtig. Hopperne hadde dessuten signifikant høyere tverrsnittsareal i midtre del av patellarsenen (snitt 3-5) sammenlignet med løperne i både sats- og ikke satsbeinet. Dette kan ha utgjort en forskjell med tanke på prestasjon ved de nevnte hoppene. I tillegg hadde hopperne størst grad av føyelighet i patellarsenen, noe som ifølge Kubo et al. (2006) vil være fordelaktig med tanke på det å prestere godt ved svikthopp. Imidlertid er det mulig at patellarsenens egenskaper kan være sekundære i forhold til musklens evne til å utvikle kraft hurtig, hvor hopperne helt klart hadde en fordel i forhold til løperne som følge av at de hadde muskelfibre som var lengre, og gikk mer i lengderetningen. Fem av løperne hadde imidlertid noe lave hopp høyde ved både knebøyhopp og svikthopp sett i forhold til sin relative styrke. De skilte seg imidlertid ikke nevneverdig ut i andre variabler, med unntak av at fire av dem også løper relativt langsomt ved 20 og 40 meter sprint, sett i forhold til deres relative styrke. I tillegg var det en styrkeløfter som skilte seg ut. Han hadde klart høyest relativ styrke, og hoppet høyest av samtlige forsøkspersoner ved både knebøy- og svikthopp. Dette er i tråd med hva Bissas & Havenetidis (2008) sier om relasjonen mellom sprint- og hopp prestasjoner.

Altså antas det at styrkeløfterne på grunn av sine evner til å utvikle stor kraft (stort muskeltverrsnittsareal), og hopperne som følge av sin evne til å utvikle kraft hurtig (lange muskelfibre, og gunstige pennasjonsvinkler) er de primære årsakene til at de presterte signifikant bedre enn løperne ved både knebøyhopp og svikthopp. Imidlertid kan også fibertypesammensetning spille inn på prestasjon ved hopp, men det er en variabel vi ikke har data på. Både styrke- og spensttrening forbindes med en økning i fjærstivheten i underkstremitetens muskel-senesystem, som også kan ha hatt en positiv innvirkning på styrkeløfternes og hoppernes gode resultater ved knebøy- og spensthopp (McCarthy et al., 1995; Toumi et al., 2004). Vi har imidlertid testet spenst ved knebøy- og svikthopp som er tobeinshopp, mens hopperne i sin idrett hopper på ett. Med et annet testbatteri kunne vi også inkludert prestasjonsmål på ettbeinshopp.

5.4 Prestasjon ved 20 og 40 meter sprint

Hopperne hadde de beste tidene på 20 og 40 meter sprint, og løperne de dårligste, men ingen signifikante forskjeller mellom gruppene ble avdekket. Grunnen til at hopperne var raskest kan nok i stor grad henge sammen med egenskapene i forhold til fasikkellengde, pennasjonsvinkler og vertikal fjærstivhet i underekstremiteten beskrevet ovenfor. På bakgrunn av hva Bissas & Havenetidis (2008) sier om prestasjoner ved hopp og sprint ville det vært naturlig å forvente at styrkeløfterne og hopperne skulle ha en signifikant bedre tid enn løperne på 20 og/eller 40 meter, men så var altså ikke tilfelle. En forklaring på hvorfor styrkeløfterne som gruppe ikke var signifikant raskere enn løperne på 20 og 40 meter var at enkelte i denne gruppen hadde en størrelse på lårene som gjorde det vanskelig for dem å sprinte med god teknikk. I tillegg var styrkeløfterne signifikant tyngre enn både løperne og hopperne, noe som kan ha fått enda større utslag ved 20 og 40 meter enn ved hopptestene. Disse faktorene kan være med på å forklare hvorfor styrkeløfterne ikke var signifikant raskere enn løperne. Selv om det ikke var signifikante forskjeller i hurtighet mellom løperne og hopperne, var hopperne fire tideler raskere enn løperne ved 40 meter sprint. Ved hopp stilles det store krav til spenst og eksplosivitet i muskulaturen, noe som ville favorisert hopperne i forhold til løperne på 20 og 40 meter. I tillegg hadde hopperne både størst grad av føyelighet i patellarsenen, høyest vertikal fjærstivhet ved hopp og fasikkellengder og pennasjonsvinkler i m. vastus lateralis som la til rette for en god prestasjon ved sprint, alle disse faktorene favoriserer hopperne med tanke på sprintprestasjon (Stafilidis & Arampatzis, 2007; Kubo et al., 2000; Arampatzis et al., 2007; Abe et al., 2000). Som nevnt over er fibertypesammensetning en faktor vi ikke har data på. Fire av løperne løp relativt langsomt med tanke på sin relative styrke. Av de tre som løp bra i forhold til sin relative styrke var noe overraskende de to eldste i gruppen med løpere, ellers skilte de fire noe langsomme seg ikke nevneverdig ut i noen variabler. I tillegg var en løper og en hopper raske i forhold til sin relative styrke. Løperen hadde gunstigst fasikkellengder og pennasjonsvinkler i m. vastus lateralis i forhold til de andre løperne, men ikke gunstigere enn hopperne. Hopperen som skilte seg ut hadde lengst aktiv karriere av hopperne. Ellers skilte verken løperen eller hopperen seg ikke ut på nevneverdige måter. Det var også en styrkeløfter som skilte seg ut. Han hadde klart høyest relativ styrke og var raskest av samtlige forsøkspersoner på både 20 og 40 meter sprint, noe som stemmer godt overens funnene til Bissas & Havenetidis (2008). Forskjellene mellom

gruppene ville sannsynligvis trådt tydeligere frem dersom vi hadde hatt flere forsøkspersoner i gruppen med hoppere.

5.5 Sammenheng mellom prestasjon ved sprint- og spensttestene

Vi fant en klar sammenheng mellom prestasjon ved sprint- og spensttestene. De som har høyest hastighet ved 20 og 40 meter sprint hopper også høyest ved knebøy- og svikhopp. Dette er helt i tråd med hva Bissas & Havenetidis (2008) sier om sammenhengen mellom sprint- og hopp prestasjon. Det er imidlertid en løper som skiller seg ut med høy hastighet ved 20 og 40 meter sprint sett i forhold til hopp høyde ved knebøy- og svikhopp. Denne løperen har de gunstigste pennasjonsvinklene og fasikkellengdene i m. vastus lateralis av alle løperne, noe som favoriserer ham i forhold til prestasjon ved både sprint- og hopp testene. Han har høyest muskeltvernsnitsareal i forside lår av løperne, men er den med lavest vertikal fjærstivhet i underekstremiteten i sin gruppe. Dette er faktorer som kan være med på å forklare hvorfor han presterte godt ved sprint- sammenlignet med spensttestene. Også to styrkeløftere skiller seg ut på den måten at de har lav hastighet ved 20 og 40 meter sprint i forhold til hopp høyde ved spensttestene. Disse to er de tyngste forsøkspersonene i hele studie, og de med høyest BMI, noe som ikke favoriserer dem i forhold til å levere en god sprint prestasjon. De hadde også størst muskeltvernsnitsareal i forside lår av samtlige forsøkspersoner, noe som i tillegg gjorde det vanskelig for dem å sprinte med god teknikk. Det høye muskeltvernsnitsareal i forside lår antas derimot å være en fordel ved spensttestene, siden de som følge av dette sannsynligvis var i stand til å utvikle stor kraft hurtig ved både knebøy- og spensthopp.

5.6 Sammenheng mellom tvernsnitsareal i muskel og sene

Vi fant en signifikant sammenheng mellom muskeltvernsnitsareal i forside lår og tvernsnitsareal i patellarsenen (alle snitt). Seynnes et al. (2009) fant økt tvernsnitsareal i patellarsenen som følge av styrketrening på kneekstensorene. At senene må adaptere til musklens kapasitet for å unngå skader er logisk. Det er interessant at styrkeløftere har høyere tvernsnitsareal i patellarsenens proksimale del sammenlignet med løpere med relativt likt muskeltvernsnitsareal i forside lår. Særlig to løpere skiller seg ut med et lavt

tverrsnittsareal i patellarsenens proksimale del i forhold til muskeltverrsnittsareal i forside lår. En av dem er den eldste forsøkspersonen i denne studien, samme mann har lavest fjærstivhet i patellarsenen av samtlige forsøkspersoner. Ellers skiller disse to seg ikke ut i nevneverdig grad.

I motsetning til hva tilfellet var mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og tverrsnittsareal i patellarsenen, fant vi ingen sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i bakside legg og tverrsnittsareal i akillessenen. Altså må det være andre faktorer i tillegg til muskeltverrsnittsareal i triceps surae som er bestemmende for tverrsnittsarealet i akillessenen. Til tross for at belastningen på akillessenen er vidt forskjellig i våre tre populasjoner av idrettsutøvere fant vi heller ingen forskjeller i senes tverrsnittsareal mellom disse gruppene. Arampatzis et al. (2007) registrerte ingen endringer i akillessenes tverrsnittsareal etter en intervensjonsperiode med moderat belastning. Magnusson et al. (2003) fant høyere tverrsnittsareal i akillessenen hos løpere enn ikke løpere. Dette indikerer at akillessenen kan øke sitt tverrsnittsareal som følge av adekvat mengde løping. Løperne har tusenvis av repetisjoner i løpet av en økt hvor vekten bæres over en fot. Alle disse belastningssyklusene medfører et relativt stort mekanisk drag i akillessenen. Med tanke på det antall belastningssykluser løperne kommer opp over flere år i er det naturlig at dette må påvirke akillessenens egenskaper i form av økt tverrsnittsareal og fjærstivhet (Magnusson et al., 2003; Arampatzis et al., 2006). At dette også kan gjelde ved hopp er en rimelig antagelse med tanke på hvordan bevegelsen i ankelleddet er ved aktiviteter som løp og hopp. Det kan spekuleres i at antall belastningssykluser hopperne må ha for å få økt tverrsnittsareal og fjærstivhet i akillessenen kan være noe mindre enn hva tilfellet er for løperne, siden man ved hopp får et meget stort drag i akillessenen, særlig i satsbeinet, sammenlignet med løp. To styrkeløftere skiller seg ut når det gjelder sammenhengen mellom muskeltverrsnittsareal i bakside legg og tverrsnittsareal i akillessenen. De har et lavt tverrsnittsareal i akillessenen sett i forhold til muskeltverrsnittsareal i bakside legg. En av dem har det laveste muskeltverrsnittsarealet i bakside legg av styrkeløperne. Samme forsøksperson er også raskest av samtlige forsøkspersoner ved 20 og 40 meter sprint, og er også den som hopper høyest av samtlige ved både knebøyhopp og svikthopp. Den andre skiller seg ikke ut i nevneverdig grad.

Akillessenen forbinder leggen med foten og er helt klart en viktig bidragsyter ved gange, løp og hopp. Den bærer hele kroppens vekt og det er en logisk slutning at tverrsnittsarealet i akillessenen som følge av dette må adaptere til de kravene hele kroppen som system stiller, så vel som muskeltverrsnittsarealet i triceps surae. Imidlertid bærer også patellarsenen nesten hele kroppens vekt, så det er trolig ikke som følge av dette vi ser en sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og patellarsenen, men ikke mellom muskeltverrsnittsareal i bakside legg og tverrsnittsareal i akillessenen. At det er en relativt lang momentarm fra akillessenens feste på calcaneus til forfot og tær, sammenlignet med hva som er tilfelle fra patella til tuberositas tibiae kan imidlertid spille en rolle, og ha en innvirkning på hvilke adaptasjoner vi ser i disse to senene som følge av ulikt stimuli gjennom trening over lengre tid.

5.7 Forlengelse i patellarsenen

I vår tverrsnittsstudie fant vi en forlengelse av patellarsenen ved en maksimal isometrisk kontraksjon på 14 ± 4 %. Dette er mye lengre enn det Woo et al. (1994) hevder er kritisk forlengelse i forhold til å få skader i en sene. De mener at en sene som strekkes 3-4 % over sin hvilelengde går over i en plastisk deformasjon, hvor skader og rupturer i vevet kan oppstå. Reeves et al. (2003) fant en maksimal forlengelse på ~ 6 % i patellarsenen hos eldre mennesker. Imidlertid har eldre mennesker en lavere forlengelse i senene sammenlignet med yngre (Kubo et al., 2007). Kubo et al. (2005) fant en forlengelse på $8,3 \pm 2,4$ % av patellarsenen hos mennesker ved en maksimal isometrisk kontraksjon. Bojsen-Møller et al. (2007) har i en studie sammenlignet forsøkspersoner med større og mindre grad av bevegelse i kneleddet. De fant en forlengelse i patellarsenen på $6,5 \pm 1,6$ % hos gruppen med stor grad av bevegelse og $7,2 \pm 1,9$ % hos gruppen med mindre grad av bevegelse i kneleddet. Den eneste studien oss bekjent som rapporterer en forlengelse av patellarsenen tilsvarende den vi fant, er en tverrsnittsstudie av Onambélé et al. (2007). De fant en forlengelse på $16,3 \pm 1,8$ % i patellarsenen hos unge menn ($n = 10$) og kvinner ($n = 10$) og at forlengelsen av patellarsenen hos unge menn i deres studie er $\sim 5-10$ % høyere enn hva som er rapportert i tidligere litteratur. Dette stemmer godt overens med våre funn. Forfatterne mener at andre studier har underestimert patellarsenens forlengelse siden de kun har målt proksimal forlengelse av senen, og ikke total forlengelse av senen, noe som ifølge forfatterne kan ha medført en underestimert forlengelse på 38 ± 2

% . Onambélé et al. (2007) påpeker at resultatene deres kan ha vært påvirket av at de hadde et lite utvalg. Hansen et al. (2006) benyttet imidlertid samme metode i sin studie, men fant en forlengelse i patellarsenen på $\sim 6,8 \pm 0,7$ %, som er mer i tråd med hva Reeves et al. (2003), Kubo et al. (2005), Kubo et al. (2007) og Bojsen-Møller et al. (2007) fant i sine studier.

5.8 Svakheter ved egen metode

5.8.1 Antall forsøkspersoner

Flere forsøkspersoner i gruppene med styrkeløftere og løpere ville vært gunstig, siden vi med det ville hatt større statistisk styrke. Imidlertid er en av de største svakhetene ved denne studien at vi har få hoppere. Det medfører at det for mange variabler ikke ble funnet signifikante forskjeller mellom hopperne og de to andre gruppene. Dette betyr ikke nødvendigvis at det ikke eksisterer en reell forskjell, det betyr bare at vi hadde for få hoppere til å kunne påvise disse forskjellene. I tillegg er det noen huller i datamaterialet vårt. To styrkeløftere og en hopper fikk ikke testet fjærstivhet i patellarsenen. Vi mangler tidene til to styrkeløftere på 20 meter sprint. Én hopper fikk ikke tatt MR.

5.8.2 Målinger av vertikal fjærstivhet

De aller fleste forsøkspersonene brukte eget skotøy under testene, mens enkelte valgte å låne skotøy fra NIH (New Balance joggesko med nøytral lest). At ikke alle hadde samme skotøy kan ha påvirket resultatene i stivhetsmålingene ved løp og hopp, siden forskjeller i underlag medfører forskjeller i vertikal fjærstivhet (Ferris & Farley, 1997). Det er grunn til å tro at det samme gjelder for skotøy, hvor store utslag ulikt skotøy kan ha gitt på fjærstivhetsmålingene ved løp og hopp er imidlertid uvisst.

Forsøkspersonene hadde selvvalgt høy frekvens ved hopp, og løp ved selvvalgte lave, medium, og høye hastigheter. At dette ikke var standardisert kan medføre at vi ikke ville fått eksakt de samme resultatene ved en retest, og ha hatt en innvirkning på resultatene våre, til tross for at det var relativt små forskjeller mellom gruppene i hoppfrekvens og fart ved løpene med selvvalgte hastigheter.

Vertikal fjærstivhet er et godt mål på fjærstivhet ved hopping, mens beinstivhet er et bedre mål ved løp. Vi har kun mål på vertikal fjærstivhet ved både hopp og løp. I tillegg har vi kun globale mål på fjærstivhet i underekstremiteten, og ikke lokale i eksempelvis kne- og ankelledd.

5.8.3 Måling av fjærstivhet i patellarsenen

Målingene av patellarsenens forlengelse er foretatt manuelt. Ultralydbildene var i visse tilfeller uskarpe og det kunne være vrient å ha klare, definerte punkter på distal del av patella og proksimal del av tibia å forholde seg til i denne analysen. Dessuten er det benyttet to ulike programvarer i denne analysen. Dette er ugunstig, men det er uvisst hvor mye dette kan ha influert resultatene. Vi har kun målinger på patellarsenens fjærstivhet i venstre bein hos utøverne, noe som gjorde det umulig å se på forskjeller mellom satsbein og ikke satsbein her. Vi har ikke hatt anledning til å måle fjærstivhet i akillessenen, dette er ugunstig, siden akillessenens egenskaper er vesentlige ved løp og hopp.

5.8.4 Analyse av MR-målinger

Analysen av MR-målingene er gjort manuelt. Det var vrient å skille de ulike muskelbukene i leggen fra hverandre, dette kan ha medført eventuelle feil. Dessuten hadde forsøkspersonene i flere tilfeller ulik beinlengde, slik at de ulike snittene ikke alltid var fra nøyaktig samme sted i begge beina.

5.8.5 Hopptester

Spensttestene våre var knebøy- og svikthopp, som begge er tobeinshopp. Dersom vi hadde inkludert spensttester på ett bein kunne det vært mer beskrivende for hopperne, siden de hopper på ett bein, og ikke to i sin idrett.

6.0 Konklusjon

Vi fikk bekreftet hypotesene om at hopperne hadde høyere vertikal fjærstivhet i underekstremitetens muskel-senesystem enn styrkeløfterne og løperne, og at styrkeløfterne hadde høyere kraftverdier ved maksimal isometrisk kneekstensjon. Vi har avdekket flere forskjeller mellom to grupper, men det var kun i de to overnevnte punktene at vi fant en gruppe som hadde signifikant høyere verdier enn de to andre.

Den høye vertikale fjærstivheten i hoppersnes underekstremitet skyldes med stor sannsynlighet at de har en høyere fjærstivhet i ankelleddet enn de andre gruppene, til tross for at vi ikke registrerte noen forskjeller mellom gruppene i akillessenes tverrsnittsareal, eller muskeltverrsnittsareal i bakside legg eller m. gastrocnemius medialis.

At styrkeløfterne hadde høyere muskeltverrsnittsareal i forside lår er den viktigste grunnen til at de produserte større dreiemoment enn de andre gruppene ved maksimal isometrisk kneekstensjon, siden det ikke var noen forskjeller i spesifikk styrke mellom gruppene.

Videre fant vi en sammenheng mellom prestasjon ved sprint- og spensttestene. Vi fant også en sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i forside lår og tverrsnittsareal i patellarsenen, men ingen sammenheng mellom muskeltverrsnittsareal i bakside legg og tverrsnittsareal i akillessenen. Dette tyder på at patellarsenen i større grad tilpasser seg den kraftgenererende kapasiteten i knestrekkerne enn det akillessenen tilpasser seg den kraftgenererende kapasiteten i triceps surae. Løpernes og hoppersnes tverrsnittsareal i akillessenen tyder på at antall belastningssykluser og størrelsen på det mekaniske draget i hver belastningssyklus spiller en viktigere rolle for tilpasningene i denne senen, enn muskelstyrke og muskeltverrsnittsareal i triceps surae.

7.0 Referanser

Abe, T., Kumagai, K. & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **32**, 1125-1129.

Alexander, R. M. (1988). *Elastic mechanisms in animal movement*. Cambridge: Cambridge university press.

Arampatzis, A., Bruggemann, G. P. & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinematics in human running. *Journal of Biomechanics*, **32**, 1349-1353.

Arampatzis, A., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Stafilidis, S. & Bruggemann, G. P. (2006). Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *Journal of Experimental Biology*, **209**, 3345-3357.

Arampatzis, A., Karamanidis, K. & Albracht, K. (2007). Adaptional responses of the human achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *Journal of Experimental Biology*, **210**, 2743-2753.

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Moery-Klapsing, G., De Monte, G. & Stafilidis, S. (2007). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of Biomechanics*, **40**, 1946-1952.

Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M. & Bruggemann, G. P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **11**, 355-364.

Arampatzis, A., Stafilidis, S., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G. & Brüggemann, G. P. (2005). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *Journal of Biomechanics*, **38**, 833-841.

Bissas, A. I. & Havenetidis, K. (2008). The use of various strength-power tests as predictors of sprint running performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, **48**, 49-54.

- Bobbert, M. F. (2000). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: A simulation study. *Journal of Experimental Biology*, **204**, 533-542.
- Bojsen-Møller, J., Brogaard, K., Have, M. J., Stryger, H. P., Kjær, M., Aagaard, P. & Magnusson, S. P. (2007). Passive knee joint range of motion is unrelated to the mechanical properties of the patellar tendon. *Scandinavian Journal of Science and Medicine in Sports*, **17**, 415-421.
- Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, S. R., Kjær, M. & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, **99**, 986-994.
- Brughelli, M. & Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, **18**, 417-426.
- Butler, R. J., Crowell III, H. P. & McClay Davies, I. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, **18**, 511-517.
- Chelly S, Denis C. (2002). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **33**, 326–333.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E. (1999). *Menneskets funksjonelle anatomi*. Cappelen Akademisk Forlag, Oslo.
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M. & Lacour, J. R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, **77**, 257-263.
- Erschine, R. M., Jones, D. A., Williams, A. G., Stewart, C.E. & Degens, H. (2010). Inter-individual ability in the adaption of human muscle specific tension to progressive resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, **110**, 1117-1125.

- Ettema, G. J., van Soest, A. J. & Huijing, P. P. (1990). The role of series elastic structures in prestretch-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *Journal of Experimental Biology*, **154**, 121-136.
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J. & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, **71**, 2127-2132.
- Farley, C. T. & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, **26**, 253-285.
- Farley, C.T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, **29**, 181-186.
- Farley, C. T. & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, **32**, 267-273.
- Ferris, D. P. & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, **82**, 15-22.
- Fox, L. E. (1979). *Sports Physiology*. Saunders College, Philadelphia.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H. & Maganaris, C. N. (2000). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings Biological sciences the Royal Society of London*, **268**, 229-233.
- Grègorie, L., Veeger, H. E., Huijing, P. A. & Van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine*, **5**, 301-305.
- Hansen, P., Bojsen-Møller, J., Aagaard, P., Kjær, M. & Magnusson, S. P. (2006). Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clinical Biomechanics*, **21**, 54-58.

- Haunt, R. C. & Powilson, A. C. (1990). The effects of test environment and cyclic stretching on the failure properties of human patellar tendons. *Journal of Orthopedic Research*, **8**, 532-540.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Iso, S. & Kanosue, K. (2008). Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *Journal of Biomechanics*, **41**, 506-514.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Sakamoto, M. & Kanosue, K. (2008). Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. *Journal of Science and Medicine in Sports*, in press.
- Johnson, G. A., Tramaglini, D. M., Levine, R. E., Ohno, K., Choi, N. Y. & Woo, S. L. (1994). Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *Journal of Orthopedic Research*, **12**, 796-803.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C. & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, **325**, 147-149.
- Komi, P. V., Fukashiro, S. & Jarvinen, M. (1992). Biomechanical loading of achilles tendon during normal locomotion. *Clinical Journal of Sports Medicine*, **11**, 521-531.
- Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjær, M. & Magnusson, S. P. (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiologica*, **191**, 111-121.
- Kubo, K., Ishida, Y., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, K. & Fukunaga, T. (2007). Age-related differences in the force generation capabilities and tendon extensibility of knee extensors and plantar flexors in men. *Journal of Gerontology, Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, **62**, 1252-1258.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2001). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscle. *Journal of Physiology*, **536**, 649-655.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2002). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology*, **538**, 219-226.

- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2005). Comparison of elasticity of human tendon and aponeurosis in knee extensors and ankle plantar flexors in vivo. *Journal of Applied Biomechanics*, **21**, 129-142.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2000). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavia*, **168**, 327-335.
- Kubo, K., Komuro, T., Ishiguro, N., Tsunoda, N., Sato, Y., Ishii, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2006). Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. *Journal of Applied Biomechanics*, **22**, 112-119.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **39**, 1801-1810.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, **96**, 305-314.
- Kuitunen, S., Komi, P. V. Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **34**, 166-173.
- Laffaye, G., Bardy, B. G. & Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **37**, 536-543.
- Latash, M. L. & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: myth or reality. *Human Movement Science*, **12**, 653-692.
- Magnusson, S. P., Hansen, P., Aagaard, P., Brønd, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Møller, J. & Kjær, M. (2003). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiologica Scandinavia*, **177**, 185-195.
- Magnusson, S. P. & Kjær, M. (2003). Region-specific differences in achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *European Journal of Applied Physiology*, **90**, 549-553.
- Magnusson, S. P., Narici, M. V., Maganaris, C. N. & Kjær, M. (2008). Human tendon behavior and adaptation, in vivo. *Journal of Physiology*, **586**, 71-81.

- McCarthy, J. P., Agre, J.C., Graf, B. K., Pozniak, M. A. & Vailas, A. C. (1995). Compatibility of adaptive responses with combining strength and endurance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **27**, 429–436.
- McMahon, T. A. & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, **23**, 65-78.
- Mero, A., & Komi, P.V. (1986). Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, **55**, 553-561.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T. & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, **21**, 167-180.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, **90**, 1671-1678.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T. & Kanehisa, H. (2005). Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *Journal of Applied Physiology*, **99**, 665-669.
- Onambélé, G. N. L., Burgess, K. & Pearson, S. J. (2007). Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, **25**, 1635-1642.
- Raastad, T. (2005). *IBI211 arbeidsfysiologi, muskelstyrke*, NIH, Oslo.
- Rassier, D. E., Lee, E. J. & Herzog, W. (2005). Modulation of passive force in single skeletal muscle fibres. *Biology Letters*, **22**, 342-345.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N. & Narcini, M. V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *Journal of Physiology*, **548**, 971-981.
- Reeves, N. D., Narici, M. V. & Maganaris, C. N. (2006). Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans. *Experimental Physiology*, **91**, 483-498.
- Seyfarth, A., Blickhan, R. & Van Leuwen, J. L. (2000). Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *Journal of Experimental Biology*, **203**, 741-750.

- Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M. & Blickhan, R. A. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, **35**, 649-655.
- Seynnes, O. R., Erskine, R. M., Maganaris, C. N., Longo, S., Simoneau, E. M., Grosset, J. F., & Narcini, M. V. (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendons are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *Journal of Applied Physiology*, **107**, 523-530.
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J. & Watsford, M. L. (2003). The effects of plyometric training on distance running performance. *European Journal of Applied Physiology*, **89**, 1-7.
- Stafilidis, S. & Arampatzis, A. (2007). Muscle-tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. *Journal of Sports Sciences*, **25**, 1035-1046.
- Stefanyshyn, D. J. & Nigg, B. M. (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, **14**, 292-299.
- Toumi, H., Best, T., Martin, A. & Poumarat, G. (2004). Muscle plastic after weight and combined (weight + jump) training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **36**, 1580-1588.
- Viidik, A., Danielson, C. C. & Oxlund, H. (1982). On fundamental and phenomenological models, structure and mechanical properties of collagen, elastic and glycosaminoglycan complexes. *Biorheology*, **19**, 437-451.
- Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F. & Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, **61**, 453-460.
- Walshe, A., Wilson, G. & Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, **73**, 332-339.
- Wilson, G., Wood, G. & Elliott, B. (1991). Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of Applied Physiology*, **70**, 825-833.

Woo, S. L. Y., An, K. N., Arnoczky, D. V. M., Fithian, D. & Myers, B. Anatomy, biology and biomechanics of the tendon, ligament and meniscus. In S. R. Simom (ed), *Orthopedic Basic Science*, 1994 Rosemont, IL:AAOS,

Vedlegg

Vedlegg 1



Forespørsel om deltagelse i forsøksprosjekt:

”Muskel og sene samspill hos idrettsutøvere fra tre ulike idrettslige bakgrunner hvor det stilles ulike krav til muskel og senesystemet i beina”

Prosjektet er en del av en mastergrad ved Norges idrettshøgskole, og gjennomføres under veiledning av Truls Raastad og Ola Eriksrud. Prosjektet avsluttes sommeren 2010, men din involvering vil foregå vinter/vår 2010.

Bakgrunn

Formålet med denne tverrsnittsstudien er å øke kunnskap og innsikt innen emnet interaksjonen mellom muskler og sener strekkapparatet i beina hos tre ulike grupper av idrettsutøvere.

De tre ulike gruppene av idrettsutøvere:

- Utøvere med store krav til spenst og eksplosivitet: lengdehopp, høydehopp, tresteg. Disse idrettene kjennetegnes ved få repetisjoner med stor kraftutvikling, lite leddutslag i kne- og ankelleddet og en hurtig muskelkontraksjon i satsen.
- Utøvere med store krav til utholdenhet: langdistanse- og orienteringsløpere. Disse idrettene kjennetegnes ved svært mange repetisjoner med liten kraftutvikling, lite leddutslag i kne- og ankelledd i kontaktfasen og lav hastighet i muskelkontraksjonen under kontaktfasen.
- Utøvere med store krav til styrke: styrke- og vektløftere. Disse idrettene kjennetegnes ved få repetisjoner med stor kraftutvikling, store leddutslag i kne- og ankelleddet og relativt lav hastighet på muskelkontraksjon

I denne tverrsnittsstudien sammenlignes idrettsutøvere med ulike mekaniske krav som følge av de ulike idrettens egenart. Hvordan årelang trening innen de overnevnte gruppene har påvirket muskel- senesystemet vil studeres. Deretter vil dette relateres til senens og muskelens mekaniske og strukturelle egenskaper i underekstremiteten samt ulike funksjonelle prestasjonsmål. Dette kan gi oss en bedre innsikt i muskel- sene systemet og dets adaptive

egenskaper. Målet er å få en bedre forståelse av hva som kan være gunstig med tanke på muskel- sene systemets egenskaper relatert til prestasjon i de ulike idrettene.

Variablene som skal testes: muskelstyrke (dynamisk, isometrisk, rate of force development), spenst (knebøyhopp, svikthopp, fallhopp fra 30 og 60 cm), hurtighet (40 m. sprint), fjærstivhet, senestivhet, muskeltvernsnitsareal, senetvernsnitsareal. Alle disse testene er ytterligere beskrevet nedenfor.

Muskelstyrke:

Muskelstyrke vil bli målt på knestrekkerne og på leggmusklene. Vi vil bruke et dynamometer (REV9000, TechnoGym, Italia) for å måle både dynamisk (med bevegelse i kne og ankelledd) og isometrisk (med låst kne og ankelledd) muskelstyrke.

Vi vil også måle hvor raskt kraften stiger under maksimal isometrisk testene. Etter en standardisert oppvarming (5 min på ergometersyssel og submaksimale kontraksjoner), vil du utføre en maksimal isometrisk kontraksjon på 5 sekunder der du blir instruert i å komme opp i maksimal kraft så hurtig som mulig.

Hurtighet:

Hurtighetstesten vil bli gjennomført som 40 meter sprinttest med fotocellemålinger av mellomtider hver 5. meter. Etter en oppvarming på ca. 15 min får du 3-4 forsøk. Testen foregår innendørs.

Spenst:

Spensttestene vil bli gjennomført på kraftplattform umiddelbart etter hurtighetstesten. Spenst vil bli målt ved to forskjellige hopp; knébøyhopp og svikthopp.

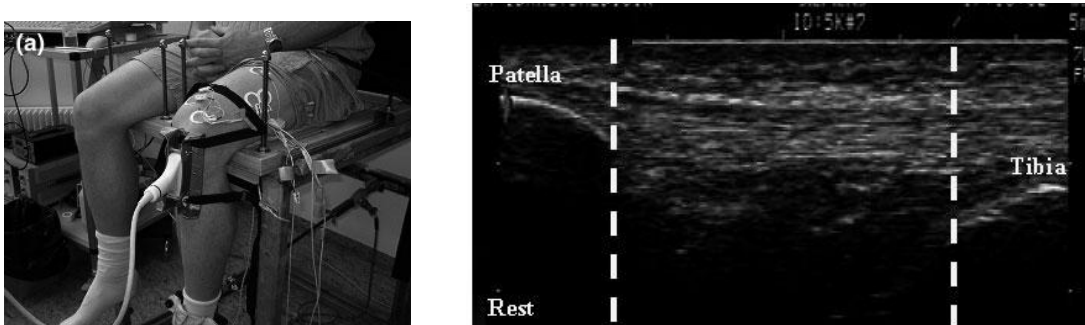
Fjærstivhet i beinas strekkapparat:

Fjærstivhet i strekkapparatet blir målt under hopp og løp på en kraftplattform (SG-9, Advanced Mechanical Technologies Inc., USA) og med såler som inneholder kraftceller (Pedar-x System, Novel_{gmbh}, Tyskland) som vi plasserer i skoene. Kraften blir målt i kraftplattformen og med sålene, deretter blir fjærstivhet kalkulert ut ifra din kroppssvekt og tyngdepunktets forflytting i kontaktfasen, hvor mye presses du sammen i hver landing. Disse bergningen gjøres i kontinuerlig hopping på begge bein og for hopping på høyre og venstre bein i 15 sekunder. Du vil hoppe med en høy frekvens hvor du bare skal så vidt klarere fra underlaget. Deretter vil kraften bli målt med sålene når du løper på en tredemølle med en fart på 3,0, 4,0 og 5,0 m/s. Du vil løpe totalt ca 1 minutt ved disse gitte hastighetene hvor målingene av kraft vil vare 15 sekunder.

Fjærstivhet i akillessenen og i patellarsenen:

Måling av "senefjærstivhet" gjøres med ultralyd ved å måle forlengningen av senen under isometrisk kraftutvikling. Disse målingene gjøres i dynamometeret på samme måte som under de isometriske styrketestene, men i tillegg "filmes" senen under kontraksjonen med et

ultralydapparat slik at vi kan måle hvor mye senen forlenges etter hvert som kraften i kontraksjonen øker (se figur).



Oppsett for måling av patellarsenens fjærstivhet. Ved hjelp av et ultralydapparat filmes senen mens du utvikler kraft i knestrekkerne. Ved å se hvor mye senen forlenges ved en gitt kraft i knestrekkerne kan vi beregne fjærstivheten i senen.

Tverrsnittsareal av lår- og leggmuskler og de tilhørende senene:

Muskeltverrsnitt over begge lår og legger samt tykkelse av patellarsenen og akillessenen måles i en MR maskin (magnetisk resonanstomografi). Du vil i denne undersøkelsen ligge på ryggen i 2*10 min i en magnettrommel.

Omfang

Dette forsøket består først av en tilvenning og en testdag som begge vil foregå på Norges idrettshøgskole og Olympiatoppen. MR testen vil bli gjennomført på Curato røntgen.

Fordeler og ulemper ved å delta:

Hver deltager vil bare måtte testes én gang i hver test, men du må møte til tilvenning før selve testen. Vi vil prøve så godt som mulig å legge tidspunktene for testene og tilvenningene til rette for deg. Du vil få mulighet til å gjennomgå en del tester som en vanligvis ikke får anledning til som vil gi verdifull informasjon om egne struktur i forhold til muskel- og senetverrsnitt i lår og legg, senestivhet, muskelstyrke og andre prestasjonsmål som spenst og hurtighet. Du vil dermed også få verdifull innsikt i hvordan det er å gjennomføre en vitenskaplig studie.

Testing av styrke medfører en stor fysisk belastning. Derfor vil det være en risiko for å bli støl samt at skader kan oppstå. Her vil det bli tilrettelagt med god oppvarming for å redusere muligheten for at dette skal skje.

Etter at alle data er samlet inn og analysert (mai 2010) vil du få tilbud om å delta på et informasjonsmøte hvor vi vil gå igjennom resultatene fra prosjektet. Du vil da få mulighet til å sammenligne dine resultater med gjennomsnittsverdiene for den gruppen som du tilhører.

Det er frivillig å delta, og du kan når som helst trekke deg fra prosjektet uten å måtte oppgi grunn.

Alle data vil bli avidentifisert før de blir lagt inn i en database. Det betyr blant annet at navnet ditt aldri blir nevnt i forbindelse med resultatene. Det vil heller aldri bli gitt opplysninger om hvem som har deltatt i prosjektet. Ved prosjektslutt blir materialet anonymisert. Forskerne er underlagt taushetsplikt og at data blir behandlet konfidensielt. Personopplysninger vil ikke bli utlevert til andre.

Prosjektet er meldt til Personvernombudet for forskning (Norsk samfunnsvitenskaplig datatjeneste AS) og det er godkjent av Regional komité for medisinsk forskningsetikk.

Hvis du har lest informasjonsskrivet og ønsker å delta som forsøksperson i prosjektet, ber vi deg om å undertegne "Samtykke om deltagelse" på neste side og returnere dette til en av personene oppgitt nedenfor. Du bekrefter da at du har fått kopi av og lest denne informasjonen. Du vil få kopi av samtykkeerklæringen.

Dersom det er noen spørsmål kan du kontakte:

Ola Eriksrud på epost ola.eriksrud@nih.no eller mobil 97 61 78 93

Martin Nissen Ekeberg på epost martin.ekeberg@student.nih.no

Martin Nissen Ekeberg

Ytterligere informasjon om personvern og forsikring finnes i kapittel A – Personvern, økonomi og forsikring.

Samtykkeerklæring følger etter kapittel A.

Kapittel A - Personvern, økonomi og forsikring

Personvern

Opplysninger som registreres om deg er alder, kjønn, høyde, vekt, treningshistorie og fysisk aktivitetsnivå. Opplysningene oppbevares i tråd med Personvernombudet.

Rett til innsyn og sletting av opplysninger om deg og sletting av informasjon

Hvis du sier ja til å delta i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra studien kan du kreve og få slettet opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner.

Økonomi

Det vil ikke være noen etiske utfordringer knyttet til økonomiens rolle siden Norges

Idrettshøgskole finansierer studien.

Forsikring

Skulle noe skje under forsøket er du forsikret gjennom Norges Idrettshøgskole.

Informasjon om utfallet av studien

Du har rett til å få informasjon om resultatet av studien. Om dette er ønskelig kan du kontakte denne e-postadressen: ola.eriksrud@nih.no i juni 2010 og få tilsendt resultatdelen fra studien.

Samtykke til deltakelse i studien

Jeg er villig til å delta i studien ” *Muskel og sene samspill hos idrettsutøvere fra tre ulike idrettslige bakgrunner hvor det stilles ulike krav til muskel og senesystemet i beina*”, og bekrefter å ha lest informasjonsskrivet.

Navn: _____

Telefon: _____

E-post: _____

Signatur: _____ Sted: _____ Dato: _____

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

(Ola Eriksrud, prosjektleder, dato)

Vedlegg 2



NORGES IDRETTSHØGSKOLE

Prosjekt "Muskel-sene systemet hos idrettsutøvere"

"Muskel og sene samspill hos hoppere, løpere og kraftutøvere"

Kartlegging av treningsbakgrunn

FP nr:

Fødselsdato:

Kjønn:

Idrett:

Personlige
rekorder:

1) Hvor lenge har du vært aktiv i idretten?

2) Hvilket nivå er du på i din idrett?

	Nasjonalt
Topp 5	
6-15	

16-30	
< 30	

Antall år på toppnivå: _____ år

3) Har du vært aktiv i andre idretter?

Hvilke idretter

Nei ____ Ja: ____ ->

1 _____

2 _____

3 _____

4 _____

4) Driver du noen annen type trening/aktivitet jevnlig i dag?

Aktivitet:	Ant økter per uke
1	
2	
3	
4	
5	

5) Hvor mange treningsøkter har du totalt i uka?

--

6) Kan du gi en oversikt over hvordan en treningsuke ser ut

(antall økter, type trening, varighet, intensitet);

Løpetrening: Antall timer i uka;

Antall km i uka;

Utholdhetstrening

--

Antall timer i uka;

Antall økter i uka;

Sprinttrening

Tung styrketrening på;

Ant økter per uke

Hvilke øvelser:

Hofte/kneledd:

1

2

3

4

5

6

Ankelledd:

1

2

3

4

Hvilke øvelser:

Spenttrening med;

Antall økter i uka;

Ca. antall hopp per uke

Ett bein:

To bein:

7) Hva er satsbeinet ditt?

Høyre:

Venstre:

8) Hvilken arm skriver du med?

Høyre:

Venstre:

9) Hvor mye greier du i en dyp knebøy nå?

kg

(uten annet utstyr enn løftebelte)

—

Vedlegg 3



Spørreskjema for Prosjektet:

"Muskel-sene systemet hos eliteutøvere i ulike idretter"

Forsøksperson:.....

Kjønn:.....

Idrett:.....

Registrering av skader fra siste fem år

Har du hatt skader eller plager i noen av disse kroppsdelenene sist sesong? JA.... NEI....

Region	Antall skader	Skadetype/diagnose	3-6 dg	1-2 uker	2-4 uker	> 4 uker
Fot						
Ankel						
Legg						
Kne						
Lår						
Lyske						
Bekken						
Korsrygg						
Brystrygg						
Skulder						
Arm/hånd						
Nakke						
Hode						
Annet						

For identifiserte skader i fot, ankel, legg, kne, lår, lyske, skulder, arm og hånd identifiser om det var høyre eller venstre side som ble skadet.

Dersom det har vært noen skader i forhold til achilles- og patellarsenen, spør dersom du er tvil om hvor dette er, vil vi vite litt mer spesifikt om denne skaden.

Har du hatt noen skader eller smerter i achillessenen? JA.... NEI....

Hvis JA, hvor hadde du skaden/smerter? Nær feste til hælknoken.... Midt på senen.... I overgangen mellom sene og muskelbuk....

Har du hatt noen skader er smerter i patellarsenen? JA.... NEI....

Hvis JA, høyre eller venstre side? HØYRE.... VENSTRE....

Har du blitt diagnostert med Osgood Schlatters (spør om du ikke vet hva dette er)? JA.... NEI....

Tok du kontakt med helsepersonell eller trener når skade oppsto? JA.... NEI....

Hvis JA, fikk du behandling for denne skaden? JA.... NEI....

Hvis JA, hvor lenge varte behandlingen? Identifiser varigheten av behandlingen for alle skadene dette måtte omfatte i tabellen nedenfor.

Skadetype/diagnose	3-6 dg	1-2 uker	2-4 uker	> 4 uker

Hvor mange dager med regulær trening har du mistet over de siste 5 sesongene p.g.a skader? Ca..... dager

Vedlegg 4

Markørplassering Bisagittal model

v.hode	Venstre maxiilla
h.hode	Høyre maxilla
v.skulder	Venstre senter på acromion
h.skulder	Høyre senter på acromion
v.albue	Venstre laterale humorale epikondy/hode radius (caput radii)
h.albue	Høyre laterale humorale epikondy/hode radius (caput radii)
v.hand	Vestre posteriore flate av den distale enden av spolebenet (radius)
h.hand	Høyre posteriore flate av den distale enden av spolebenet (radius)
v.hofte	Venstre store lårbensknute (trochanter major)
h.hofte	Høyre store lårbensknute (trochanter major)
v.kne	Venstre laterale femorale epikondyl (leddsenter kne)
h.kne	Høyre laterale femorale epikondyl (leddsenter kne)
v.ankel	Venstre lateral malleol
h.ankel	Høyre lateral malleol
v.tå	Venstre 5. metatarsalfalangeal ledd
h.tå	Høyre 5. metatarsalfalangeal ledd



Vedlegg 5

Running_Contact flight time

Switch_to_Event_Processing_Mode

;

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=ON
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
/FRAME_WINDOW=1
! /FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=OFF
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
! /FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
! /ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;
```

```
Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=TIME_CONTACT
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=ON+OFF
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;
```

Metric_Time_Between_Events

```

/RESULT_METRIC_NAME=TIME_FLIGHT
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=OFF+ON
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

Global_Maximum
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
/START_AT_EVENT=ON
/END_AT_EVENT=OFF
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/RESULT_METRIC_NAME=FZ_MAX
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Set_Subject_Weight
/CALIBRATION_FILE=
/WEIGHT=
;

```

Vedlegg 6

Create subject workspace stiffness

```
File_New

;

Set_Default_Folders
! /PLUGINS=
! /SEGMENT_GRAPHICS=
! /PIPELINE=
! /REPORT_TEMPLATE=
! /MODEL_TEMPLATE=
! /MOTION_FILE=
! /DEFAULT_DATA=
! /CMO_LIBRARY_PATH=
! /DEFAULT_REPORT_TEMPLATE=
! /DEFAULT_MODEL_TEMPLATE=
;

Create_Hybrid_Model
! /CALIBRATION_FILE=
! /RANGE=ALL_FRAMES
;

Set_Subject_Weight
/CALIBRATION_FILE=
/WEIGHT=
;

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
/PARAMETER_VALUE=H:\Nih\Prosjekter\Muskel og seneprojekt 08-
10\Data\Processed 2 2009_10
! /PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
! /PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
! /PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

Open_File
/FILE_NAME>::FOLDER&*.c3d
;

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
/PARAMETER_VALUE=H:\Nih\Prosjekter\Muskel og seneprojekt 08-
10\Data\Processed 2 2009_10
! /PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
! /PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
! /PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

Open_File
/FILE_NAME>::FOLDER&*.c3d
;

Assign_Model_File
/CALIBRATION_FILE=
/MOTION_FILE_NAMES=
```



```
! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE
;

Switch_to_Event_Processing_Mode

;

File_Save_As
! /FILE_NAME=
;
```

Vedlegg 7

Hopping_Contact flighttime

Switch_to_Event_Processing_Mode

;

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=ON
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
! /FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;
```

```
Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=OFF
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
! /FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
! /ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;
```

```
Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=TIME_CONTACT
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=ON+OFF
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;
```

```
Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=TIME_FLIGHT
```

```

! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=OFF+ON
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

Global_Maximum
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
/START_AT_EVENT=ON
/END_AT_EVENT=OFF
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/RESULT_METRIC_NAME=FZ_MAX
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

Set_Subject_Weight
/CALIBRATION_FILE=
/WEIGHT=
;

Export_Data_To_Ascii_File
! /FILE_NAME=
/SIGNAL_TYPES=
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /START_LABEL=
! /END_LABEL=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /USE_POINT_RATE=FALSE
! /NORMALIZE_DATA=FALSE
! /NORMALIZE_POINTS=101
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
! /USE_P2D_FORMAT=FALSE
! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE
;

```

Vedlegg 8

Hopping_Contact flighttime filter

```
Switch_to_Event_Processing_Mode

;

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /RESULT_SUFFIX=
/RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
/FREQUENCY_CUTOFF=6
! /NUM_REFLECTED=6
! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
;

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=ON
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
! /FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;

Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=OFF
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=30
! /FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
! /ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
```

```

;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=TIME_CONTACT
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=ON+OFF
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

Metric_Time_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=TIME_FLIGHT
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=OFF+ON
/EXCLUDE_EVENTS=
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

Global_Maximum
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
/START_AT_EVENT=ON
/END_AT_EVENT=OFF
;

Metric_Signal_Value_At_Event
/RESULT_METRIC_NAME=FZ_MAX
! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=FZ_MAX
! /GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
! /GENERATE_VECTOR_LENGTH_METRIC=FALSE
! /RETAIN_NO_DATA_VALUES=FALSE
;

```

