

DE STUDERENDES PRIS 2010

Neuromuskulær aktivitet i hasemusklernerne under udvalgte træningsøvelser

Maria Højland Petersen, PT, Tanja Lærke Jensen, PT, Tine Cederkvist Viskær, PT, Mette K. Zebis, ph.d.

Petersen MH, Jensen TL, Viskær TC, Zebis MK (2010, 11. juni). Neuromuskulær aktivitet i hasemusklernerne under udvalgte træningsøvelser til forebyggelse af forreste korsbåndskader hos kvindelige eliteidrætsudøvere. Fag og Forskning, s. 1-11. Webadresse: fysio.dk/studerendes-pris-2010

Baggrund

Ifølge Statens Institut for Folkesundhed er der op mod 34.000 henvendelser på skadestuer årligt på grund af sportsulykker i håndbold og fodbold (1). Af disse udgør knæskader ca. 15 % (2). En af de alvorligste knæskader er ruptur af det forreste korsbånd (ACL, anteriore cruciate ligament). Der registreres årligt 2000-2500 ACL-skader i Danmark, hvoraf hovedparten er opstået i forbindelse med sportsudøvelse (3). Incidensraten er højest på eliteniveau med 0,82 ACL-skader pr. 1000 spiltimer (4).

En ACL-skade har store konsekvenser for det enkelte individ. Det er en invaliderende skade med et rehabiliteringsforløb på 6-12 måneder og kun ca. 50 % af ACL-skadede eliteidrætsudøvere kan vende tilbage til samme niveau som før skaden. På længere sigt øges risikoen for osteoartrose med op til 10-15 gange (3). ACL-skader er desuden forbundet med store omkostninger for samfundet. En beregning fra Norge viser, at en ACL-skade kan koste op mod 1 million norske kroner i fravær fra idræt, rehabilitering og invaliderstatning (5).

Håndbold og fodbold er sportsgrene, som indbefatter flere episoder med landinger, retnings-

skift og tempoændringer (6,7) og det er i disse situationer ACL-skader ofte sker (8,9). ACL-skader opstår kort efter fodisæt, 17-50 millisekunder, hvor spillerens fod står fast i underlaget, imens knæet, der er nær fuld ekstension, tvinges i valgus med tibia i indad- eller udadrotation (3,8-10). Størstedelen af alle ACL-skader, 70-95 %, er non-kontaktsskader, hvor spilleren er alene i skadesøjeblikket (8,9). Kvinder har 2-8 gange større risiko for at pådrage en ACL-skade end mænd (3,4,8,11). Dette kan skyldes de grundlæggende fysiologiske forskelle imellem kønnene, men også valget af neuromuskulære strategier. Flere studier har vist, at kvinder har en tendens til at lande på mere ekstenderet knæ med øget valgusvinkel samt udvikle et større valgusmoment under retningskift og landing end mænd (8,9,12).

Der er evidens for, at neuromuskulære træningsprogrammer kan nedsætte incidensen af ACL-skader (13-16). Det er dog stadig ikke fuldt klarlagt, hvorfor programmerne virker forebyggende, men meget tyder på, at muskelaktiviteten i m. semitendinosus (ST) kan have en stor betydning (17,18). Zebis et al. og Wilderman et al. fandt, at muskelaktiviteten i ST under et retningskift blev øget, som følge af en interventi-

on med et neuromuskulært træningsprogram (17,18). Zebis et al. (19) fandt desuden, at kvinder med en lav aktivering af ST under et retnings-skift var i en øget risiko for at få en ACL-skade.

Ud fra ovenstående kunne det være interessant at undersøge forskellige haseøvelsers aktivering af den mediale og laterale del af hasemusklaturen, da vi som fysioterapeuter med denne viden kunne tilrettelægge mere specifikke træningsprogrammer.

Nærværende studie undersøgte derfor muskelaktivering af m. semitendinosus (ST) og m. biceps femoris caput longum (BFcl) under syv kendte forebyggende/rehabiliterende øvelser og én i forebyggelsessammenhænge ukendt øvelse.

Studiet benyttede sig af overflade-elektromyografi (EMG), som måler den elektriske aktivitet, der genereres i musklerne under en kontraktion (20). Metoden er vist valid og reliabel i forhold til måling af muskelaktivitet (18,21) og kan bruges som et indirekte mål for muskelkraft (20). Derudover blev ledkinematik opsamlet med Trakstar (model 3D Guidance Trakstar), en magnetisk tracking-enhed, som omfattede en elektronisk systemenhed, en transmitter og tre sensorer. Metoden er ny og endnu ikke validitetstestet. Data er derfor kun benyttet for at få et overordnet billede af ved hvilke knæ- og hofte-vinkler, mean peak-EMG¹ er forekommet.

Materiale og metode

Design

Et deskriptivt kvantitativt studie blev udført på 16 kvindelige elite håndbold- og fodboldspillere

fra fire klubber i Region Hovedstaden. Deltagerne var mellem 20-28 år og havde dyrket deres sport i gennemsnit 15,6 år (tabel 1).

Inklusionskriterier:

- Kvindelige elitehåndbold- og fodboldspillere over 18 år
- Spilleniveau: 3F-ligaen for fodbold og 1. division eller ligaen for håndbold
- Skadesfri i venstre underekstremitet på testtidspunkt

Eksklusionskriterier:

- Alvorlige knæskader i venstre knæ, f.eks. ligament- og meniskskader
- Skader i venstre underekstremitet inden for det sidste år
- Ingen anden træning før forsøget på testdagen

Deltagerne udførte otte træningsøvelser (figur 1) i randomiseret rækkefølge, herunder fire funktionelle øvelser og fire styrketræningsøvelser.

Testprocedure

Inden selve testdagen fik spillerne en introduktion af øvelserne ude i klubberne. Spillerne var således bekendt med øvelserne, da de skulle testes. Spillerne varmede op, hvorefter den maksimale voluntære isometriske kontraktion (MVIC, maximal voluntary isometric contraction) for haserne blev udført i et isokinetisk dynamometer. Inden hver øvelse fik spillerne et prøveforsøg, hvorefter træningsøvelsen blev udført. Mellem øvelserne var der indlagt en pause på 2 min. Til slut svarede testpersonen på graden af udmattelse i venstre underekstremitets hasemuskel

Tabel 1

Forsøgspersonernes stamdata - gennemsnit (mean) og standarddeviation (SD).

Køn	Alder (år)	Højde (cm)	Vægt (kg)	Spilleår fod-/håndbold	Styrketræning (år)	Træning pr. uge inkl. kamp	Styrketræning pr. uge	Skudarm/-ben (antal hø/ve)	Idrætsgren (antal fodbold/håndbold)
mean	22,8	170,2	66,2	15,6	5,4	4,7	1,5	14	9
(± SD)	(±2,6)	(±6,4)	(±7,4)	(±4,1)	(±2,4)	(±0,7)	(±0,5)	2	7

¹ Mean peak-EMG (gennemsnittet af det højest målte EMG) for hvert forsøg blev anvendt. Det normaliserede mean peak-EMG er udtrykt som en procentdel af MVIC.

ler ud fra Borg-skalaen, samt et spørgeskema omkring træningsmængde, styrketræning og følelse af stabilitet i knæ og ankel under et retningsskift. Forsøget tog i alt to timer pr. person.

Øvelsesinstruktionerne var standardiserede, så alle fik de samme instruktioner. Efter instruktionen måtte testpersonen dog gerne stille uddybende spørgsmål til øvelsen. Testansvarlige fejl-

rettede testpersonen, samt gav verbal opbakning under øvelserne. Alle forsøgspersoner blev testet på deres venstre ben. Figur 1 viser øvelsesbeskrivelsen for de otte træningsøvelser, deres udgangsstilling samt beskrivelse af deres udførelse. Øvelse 1-4 er funktionelle øvelser, og 5-8 er styrkeøvelserne. Øvelse otte er kettlebell, som vi betragter som ny i forebyggelsessammenhæng.

Figur 1.

1. Hink frem



Udgangsstilling: To krydsmarkeringer på gulvet med 70 cm's afstand. Stå på venstre ben på krydsmarkeringen på gulvet.

Udførelse: Hink frem mod den anden markeringen. Land nede i knæ med tæerne i bevægelsesretningen. Find balancen. Bliv stående i 3 sek. Land hver gang på venstre ben og find balancen.

Antal godkendte øvelser: 3

2. Hink hen på måtte



Udgangsstilling: Stå på venstre ben ved krydsmarkeringen på gulvet.

Udførelse: Hink hen på Airex-balancepuden, placeret 70 cm fra markeringen. Land på venstre ben med let bøjet knæ og med knæ og tæer i bevægelsesretningen. Find balancen. Bliv stående i 3 sekunder.

Antal godkendte øvelser: 1.

3. Dropjump



Udgangsstilling: Stå på kassen (37,5 cm høj) på venstre ben med tæerne ud til kanten.

Udførelse: Hop ned fra kassen og land på Airex-balancepuden på venstre fod og hop med det samme så højt som muligt lige op. Land igen på balancepuden med let bøjet knæ og find balancen. Knæ og tæer skal pege i samme retning. Bliv stående i 3 sek.

Antal godkendte øvelser: 1.

4. Hink medialt



Udgangsstilling: Stå på venstre ben på krydsmarkeringen.

Udførelse: Hink til højre. Land nede i knæ på krydset med tæer og knæ i samme retning og find balancen. Bliv stående i 3. sek.

Antal godkendte øvelser: 3.

5. Tæppefliseøvelse



Udgangsstilling: 1/2rygkrogliggende med armene ned langs siden og højre ben strakt fremefter. Venstre fod placeres på en tæppeflise. Løft bækkenet fra gulvet, så hoften strækkes. Bækkenet holdes stabilt, så der er en vandret linje mellem de to spina iliaca anterior superior gennem hele øvelsen. Højre ben holdes parallelt med venstre femur.

Udførelse: Venstre ben strækkes ved at glide på tæppeflisen. Benet bøjes igen så meget som muligt.

Antal godkendte øvelser: 1.

6. Nordic hamstring



Udgangsstilling: Knæstående på Airex-balancepude med håndfladerne fremefter og ud for skuldrene. Fødderne holdes dorsalflekterede. Projektansvarlig fikserer underben ved fødderne.

Udførelse: Læn dig langsomt frem i jævnt tempo. Hold igen ved at bruge muskulaturen på baglåret. Ryg og hofter holdes strakte under hele øvelsen. Tag imod med armene, når du ikke længere kan holde igen. Vend tilbage til udgangsstillingen.

Antal godkendte øvelser: 3.

7. Dødløft



Udgangsstilling: Stå med hoftebredden afstand mellem fødderne og hold ryggen ret. To projektansvarlige hjælper med at løfte vægtstang op til forsøgsperson. Hold vægtstangen tæt til kroppen. Vægt individuelt tilpasset (35-45 kg).

Udførelse: Bøj hoften og før vægtstangen nedefter langs lårene. Bibehold den rette stilling i ryggen og lad bevægelsen udelukkende foregå i hoftelæddet. Hold så vidt muligt knæene strakte. Når man ikke kan komme længere ned med korrekt udførelse, vendes hurtigt men kontrolleret tilbage til udgangstillingen.

Antal godkendte øvelser: 3.

8. Kettlebell



Udgangsstilling: Stå med skulderbredden afstand mellem fødderne og tæerne pegende lige frem med kettlebell foran fødderne. Bøj knæene og grib kettlebell med ret ryg med begge hænder i overhåndsgreb. Hold kettlebell i oprejst stilling.

Udførelse: Med ret ryg og bøjet hoft presses kettlebell bagud mellem benene. Herfra spændes i sædemusklerne, så hoften skydes *eksplosivt* frem og kettlebellen svinges opad-fremad. Armene er strakte og holdes så afslappede som muligt. Når kettlebellen er på vej ned og er nede ved knæene, bøjes hoften og kettlebellen svinges ind mellem knæene igen.

Antal godkendte øvelser: 2 X 8 sving.



Figur 2.

Elektrodernes placering på caput longum på m. biceps femoris og på m. semitendinosus.

EMG

Data blev indsamlet med overflade-EMG, med bipolar elektrodekonfiguration. Efter klargøring af huden, med shaving, afspritning samt peeling (skrubning), blev EMG-elektroderne placeret på den aktive muskelbug på m. semitendinosus og caput longum på m. biceps på venstre underekstremitet (figur 2). Desuden blev en reference-elektrode placeret på tuberositas tibia, som forskrevet af Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (22).

Trakstar - ledkinematik

Tre sensorer blev fastgjort på venstre underextremitets spina iliaca anterior superior, distalt lateralt på femur og på den proximale del af fibula. Hofte- og knæfleksionsvinkler blev beregnet ud fra en roterende matrix af de tre sensorer.

Isokinetisk dynamometer

Til måling af MVIC for haserne blev der anvendt et isokinetisk dynamometer, der kan teste en legemsdels maksimale kraft ved forskellige hastigheder enten isokinetisk, isometrisk eller isotonisk (23). Testpersonen var fremliggende med hoftevinkel på 10 grader og knæledsvinklen indstillet på 45 grader (figur 3).

Statistisk metode

Den statistiske bearbejdning er foregået med statistikprogrammet SAS statistical software (SAS Institute, Cary, NC, version 9.1). Test af normalfordelingen blev foretaget med Shapiro-Wilk, som viste, at data var normalfordelt. Herefter blev en tosidet ANOVA (Analysis of Variance) anvendt til at undersøge, om variationen i mean peak-EMG skyldes interaktionen mellem øvelser og/eller muskler. Post-hoc test blev udført for at undersøge forskellen imellem mean peak-EMG for m. semitendinosus og m. biceps femoris' caput longum i de enkelte øvelser. Signifikansniveauet blev fastsat til $p \leq 0,05$.



Figur 3.

Måling af maksimal voluntær isometrisk kontraktion (MVIC).

Etiske overvejelser

De inkluderede spillere blev informeret mundtligt og skriftligt om projektets formål og omfang. Yderligere fik de udleveret "Rettigheder for forsøgspersoner i et biovidenskabeligt forskningsprojekt" og en samtykkeerklæring fra Den Centrale Videnskabsetiske Komité. Forsøget var frivilligt og tilmeldingen var ikke bindende.

Resultater

Øvelsen kettlebell havde det højeste mean peak-EMG for m. semitendinosus (ST) og var signifikant bedre til at aktivere ST end de resterende øvelser. Kettlebell og dødløft havde begge en signifikant difference i peak-EMG mellem ST og m. biceps femoris caput longum (BFcl) og kan derfor betegnes som værende ST-dominante. Tæppefliseøvelsen havde det højeste peak-EMG for BFcl og var signifikant bedre til at aktivere BFcl end de resterende øvelser. Tæppefliseøvelsen havde desuden en signifikant difference i peak-EMG mellem ST og BFcl og kan derfor betegnes som værende BFcl-dominant.

Tabel 2 viser hver øvelses mean peak-EMG, for ST og BFcl, i procent af MVIC, samt standard deviationen (SD). Derudover er det vist ved hvilken knæ- og hofteledsvinkel, mean peak-EMG er fremkommet for hver øvelse.

Figur 4 viser ST's mean peak-EMG-værdier i de otte øvelser. Det ses, at de funktionelle øvelser ligger lavest, og de styrkeprægede øvelser ligger højest i forhold til at aktivere ST. Kettlebells mean peak-EMG for ST er signifikant højere end tæppefliseøvelsens mean peak-EMG for ST ($p \leq 0,05$ ($p = 0,0435$)) og dermed højere i forhold til de resterende øvelser.

Figur 5 viser BFcl's mean peak-EMG-værdier i de otte øvelser. De funktionelle øvelser ligger lavest og de styrkeprægede øvelser ligger højest, med undtagelse af dødløft som ligger næstlavest. Tæppefliseøvelsens mean peak-EMG for BFcl er signifikant højere end kettlebells ($p \leq 0,05$ ($p = 0,009$)), som har det næsthøjeste mean peak-EMG. Nordic hamstring var den øvelse, der havde den tredjehøjeste mean peak-EMG for BFcl,

og var signifikant højere end hink hen på måtte ($p \leq 0,05$ ($p = 0,0133$)). Mean peak-EMG for BFcl under tæppefliseøvelsen, kettlebell og nordic hamstring var således signifikant højere end ved de resterende øvelser.

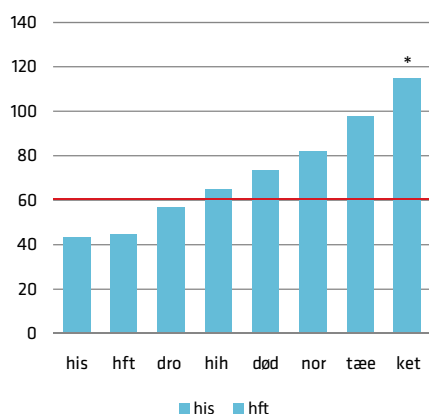
Figur 6 viser differencen i mean peak-EMG for ST og BFcl i de otte øvelser. Kettlebell, dødløft og tæppefliseøvelsen har en signifikant forskel i differencen mellem peak-EMG for ST og BFcl ($p_{ket} = 0,0091$, $p_{død} = 0,0441$, $p_{tæe} = 0,0062$).

Tabel 2

Mean peak EMG for ST og BFcl i hver øvelse samt gennemsnittet (mean) for knæ- og hoftedsvinkler registreret på tidspunktet for mean peak-EMG.

Øvelse	muskel	n	mean peak-EMG (%)		mean knæledsvinkel		mean hoftedsvinkel	
			peak	± SD	knæ _{mean}	± SD	hofte _{mean}	± SD
dropjump	BFcl	16	64	19	48	12	52	21
	ST	16	57	21	37	14	48	20
hink frem	BFcl	16	55	21	40	9	43	14
	ST	16	45	18	34	13	38	16
hink hen på måtte	BFcl	16	70	21	43	10	43	14
	ST	16	65	22	35	14	41	12
hink medalt	BFcl	16	57	23	44	12	52	16
	ST	16	44	19	39	10	50	14
dødløft	BFcl	15	56	20	22	8	90	15
	ST	15	73	32	22	8	90	16
kettlebell	BFcl	15	93	31	24	7	85	16
	ST	15	115	55	25	8	86	18
nordic hamstring	BFcl	15	91	21	73	15	24	8
	ST	15	82	23	76	9	23	7
tæppeflise	BFcl	16	121	33	41	22	16	10
	ST	16	98	20	53	22	18	7

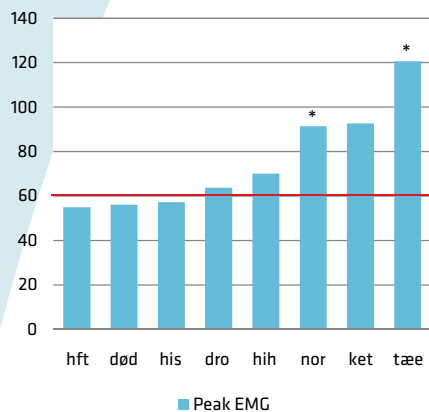
M. semitendinosus' peak-EMG



Figur 4.

Mean peak-EMG (%) for m. semitendinosus under hver øvelse. *Her er der en signifikant forskel i peak-EMG mellem kettlebell og de øvrige øvelser ($p \leq 0,05$, $p = 0,0435$). Den røde streg markerer 60 % af MVIC. Ket = kettlebell, tæe = tæppeflise, nor = nordic hamstring, død = dødløft, hih = hink hen på måtte, dro = dropjump, hft = hink frem, his = hink medalt.

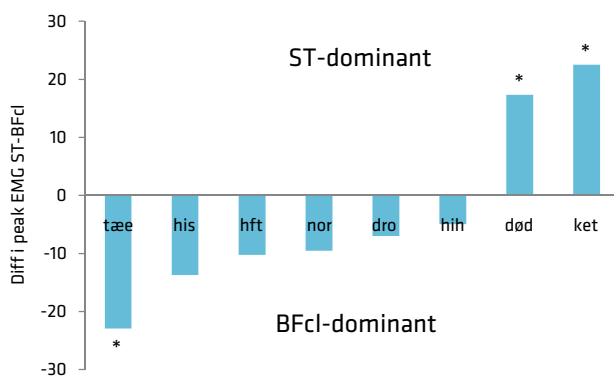
M. biceps femoris caput longums peak-EMG



Figur 5.

Mean peak-EMG (%) for *m. biceps femoris caput longum* under hver øvelse. *Her er der en signifikant forskel i peak-EMG mellem tæppefliseøvelse og de øvrige øvelser ($p \leq 0,05$, $p = 0,009$) samt for nordic hamstring og øvrige øvelser med lavere peak-EMG ($p \leq 0,05$, $p = 0,0133$). Den røde streg markerer 60 % af MVIC. Tæe = tæppeflise, ket = kettlebell, nor = nordic hamstring, hih = hink hen på måtte, dro = dropjump, his = hink medialt, død = dødløft, hft = hink frem.

ST-BFcl Difference



Figur 6.

Differencen mellem ST og BF's mean peak EMG for hver øvelse. *Her er der en signifikant forskel imellem peak EMG af ST og BFcl ($p \leq 0,05$, $p_{ket} = 0,0091$, $p_{død} = 0,0441$, $p_{tæe} = 0,0062$). Tæe = tæppeflise, his = hink medialt, hft = hink frem, nor = nordic hamstring, dro = dropjump, hih = hink hen på måtte, død = dødløft, ket = kettlebell.

Diskussion

Der foreligger kun sparsomt med litteratur, der beskriver ST's og BFcl's funktion og muskelaktivitet under specifikke bevægelser og øvelser. Dette studie er derfor af betydning i forhold til fremtidig forskning på området. Studiet er et kvantitativt deskriptivt studie baseret på målinger af muskelaktivitet med overflade-EMG. Overflade-EMG er en anerkendt og ofte brugt metode, der er vist valid og reliabel i forhold til måling af muskelaktivitet (18,21), hvilket styrker nærværende studie.

Vi har i dette studie valgt at se på muskelaktiviteten i ST og BFcl under udførelsen af otte træ-

ningsøvelser. Materialet bestod af 16 kvindelige elite håndbold- og fodboldspillere. Antallet af inkluderede er i underkanten af, hvad der anbefales for at give studiet power (24). Resultaterne ligger generelt tæt, hvilket er en styrke for studiet. Kettlebell har dog umiddelbart en stor spredning ($SD = \pm 55$) i mean peak-EMG af ST, hvilket kan ses som en svaghed for studiets power. På trods af den store spredning ses stadig en signifikant forskel i mean peak-EMG for ST i kettlebell i forhold til de andre øvelser, hvilket styrker resultatet. Spredningen kan skyldes, at kettlebell var en ny øvelse for forsøgspersonerne, og derfor blev udført med større variationen end de resterende øvelser, der var kendte for

dem. Der kunne derfor med fordel udføres et lignende studie på en gruppe, der var vant til kettlebell træning, for at se om resultaterne ville blive mere ensartede.

Studiets resultater viste, at mean peak-EMG for ST i forbindelse med kettlebell og dødløft begge var signifikant højere end BFcl. Dette kan skyldes, at øvelsernes udførelse var meget lig hinanden, og at ST har omtrent samme arbejdsforhold. Mean peak-EMG for ST forekom i kettlebell og dødløft ved henholdsvis 86 grader og 90 graders fleksion i hoften og ved 25 grader og 22 grader i knæet (jf. tabel 2), det vil sige, at ST peakede derved i sin yderbane. Det høje EMG-resultat kan skyldes, at musklen har dårlige arbejdsvilkår, men også at den arbejder optimalt (20). ST opbygning med få men lange fibre, som ligger parallelt, gør, at den er ideel til at kontrahere sig hurtigt over længere afstande, og den arbejder derved godt i yderbanen (25-27). Resultatet må derfor formodes at være fremkommet på baggrund af, at musklen har optimale arbejdsbetingelser og kettlebell og dødløft kan derfor betegnes som ST-dominante øvelser.

Øvelsen tæppeflise havde det højeste mean peak-EMG for BFcl. Mean peak-EMG blev for BFcl målt ved en knæledsvinkel på 41 grader og en hoftelædvinkel på 16 grader (jf. tabel 2), hvilket gør, at musklen var i sin inderbane/midterbane. I denne del af bevægebane har BFcl modsat ST gode arbejdsvilkår, da den er opbygget med mange, men korte pennate fibre (25-27). Da ingen af de andre koncentriske styrkeøvelser kom i en tilsvarende del af bevægebane, kunne dette have betydning for, at øvelsen med tæppeflise lå højest på listen over peak-EMG for BFcl (jf. figur 5). Tæppeflise-øvelsen aktiverede desuden BFcl signifikant mere end ST og kan derfor betegnes som værende BFcl-dominant.

Et studie af Andersen et al. (28) undersøgte øvelsen bækkenløft på et ben, som til dels kan sammenlignes med tæppeflise-øvelsen. Der er

dog den væsentlige forskel, at bevægelsen i denne øvelse både sker over knæ- og hoftelæd, og ikke kun over knæledet, som i tæppeflise-øvelsen. Muskelaktivering blev målt til 34 % i BFcl og 24 % i ST, hvilket er betydeligt lavere end resultatet i dette studie. Årsagen kunne være, at ST og BFcl havde andre arbejdsbetingelser og musklernes vilkår derfor ændres alt efter hvor i bevægebane, de befinder sig.

Nordic hamstring-øvelsen skilte sig ud ved at være den eneste styrkeøvelse, der har forholdet 1:1 imellem ST og BFcl (jf. tabel 2, figur 6). Øvelsen er udelukkende ekscentrisk, og det er derved sværere at opnå høje EMG-værdier end ved koncentrisk muskelarbejde (20). På trods af dette har nordic hamstring-øvelsen høje mean peak-EMG-værdier for både ST og BFcl og vil således styrketræne begge muskler. Da øvelsen er ekscentrisk, vil den være særlig relevant at anvende i forebyggelsessammenhænge, ikke alene i forbindelse med forebyggelse af ACL-skader, men også i forbindelse med fiberskader, da disse skader typisk sker under ekscentrisk muskelarbejde. Nordic hamstring-øvelsen er let at udføre og kan laves som makkerøvelse på træningsbanen.

Set ud fra studiets resultater er kettlebell en meget relevant øvelse for boldspillere. Den træner ST i en stor bevægebane med høj hastighed, samtidig med at den er en 'closed kinetic chain'² øvelse, hvilket mindsker risikoen for at vride i knæene. Da ACL-skader typisk sker i forbindelse med hurtige, pludselige bevægelser, vil det være relevant at styrketræne musklen i en højhastighedsøvelse. Dette vil øge de neurale signaler til musklen og musklens kraftudvikling (30). Kettlebell ville være mulig at implementere i praksis, men den kræver indlæring. Flere af forsøgspersonerne syntes, at øvelsen var svær at udføre første gang, men de fik hurtigt lært at udføre den. Øvelsen er pga. sit høje krav til koordination samt høje hastighed ikke en øvelse, vi ville anbefale tidligt i et knærehabiliteringsforløb.

² 'Closed kinetic chain' (lukket ledkæde) er en øvelse hvor den distale ende (f.eks. foden) er fikseret (29).

Perspektivering

ACL-skader er hyppige hos kvindelige elite håndbold- og fodboldspillere og har store omkostninger for den tilskadekomne og for samfundsøkonomien. Der er evidens for, at neuromuskulære træningsprogrammer kan nedsætte incidensen af ACL-skader, og at det er muskelaktiviteten i ST, der øges efter træning med disse programmer. Det vil derfor være interessant at se på, hvordan ST og BFcl aktiveres under forskellige haseøvelser. I dette studie har vi valgt at se på, hvordan ST og BFcl aktiveres under fire styrkeøvelser og fire funktionelle øvelser.

Studiets resultater viste, at kettlebell aktiverede ST signifikant højere end de resterende øvelser og at øvelsen med tæppeflise havde det signifikant højeste mean peak-EMG for BFcl blandt alle øvelserne. Kettlebell og dødløft aktiverede ST signifikant mere end BFcl og kan derfor betragtes som ST-dominante øvelser, hvorimod tæppefliseøvelsen aktiverede BFcl signifikant mere end ST og derfor kan betegnes som BFcl-dominant.

Set ud fra et fysioterapeutisk synspunkt er kettlebell særlig interessant, da det er en mere funktionel styrkeøvelse end de resterende styrkeøvelser (jf. diskussionsafsnit), og øvelsen har desuden det højeste peak-EMG for ST. Det kunne derfor være interessant at gennemføre et interventionsstudie kun med kettlebell for at undersøge dens effekt på forebyggelse af ACL-skader. Der kunne desuden foretages et studie, der testede kettlebells evne til at øge muskelstyrken i ST, samt dens evne til at øge ST's aktivering i spillignende situationer som f. eks. retningsskift.

Ved hjælp af dette og lignende studier kan vi som i vores valg af øvelser og på den måde tilpasse træning til den enkelte. Dette er til gavn for både den tilskadekomne, der opnår en optimal rehabilitering og for samfundet i form af færre sygedage.

Referencer

1. Statens Institut for Folkesundhed, Ulykkesregistret, SDU. Antal skadestuekontakter efter sportsulykker fordelt på år 2001-2008 og sportsgren. [Online]. 2009 [Lokaliseret 3. okt 2009]; Tilgængelig på: URL:<http://www.si-folkesundhed.dk/Ulykkestabeller/da/spospohva.shtml>
2. Jørgensen U. Skadesstatistik. [Online]. 2007 marts 14 [Lokaliseret 10. okt 2009]; Tilgængelig på: URL:<http://www.dif.dk/Foridraetsudoeveren/Forside/Skader/Skadestatistik.aspx>
3. Krogsgaard MR. Forreste korsbånd. Ugeskr Læger 2002;164(9):1208-1214.
4. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an international olympic committee current concepts statement. Br. J. Sports Med 2008;42(6):394-412.
5. Myklebust G, Risberg MA. Forreste korsbåndsskader; Rehabilitering med hovedvægt på neuromuskulær træning. Dansk Sportsmedicin 2002;2(6):13-19.
6. Bangsbo J. The physiology of soccer--with special reference to intense intermittent exercise. Acta Physiol Scand Suppl 1994;619:1-155.
7. Michalsik LB. Analysis of the physical demands in elite handball and of the physical capacity of elite handball players on different playing positions with special reference to muscle fatigue and the effect of intense strength training. PhD-afhandling. Odense: Syddansk Universitet; 2010.
8. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2009;17:705-729.
9. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. Am J Sports Med 2004;32(4):1002-1012.
10. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament

- injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 2007;35(3):359-367.
11. Carlsson E. ACL-skader hos kvinder. *Dansk Sportsmedicin* 2004;8(2):27-29.
 12. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2005;33(4):492-501.
 13. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med* 2003;13(2):71-78.
 14. Caraffa A, Cerulli G, Proietti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;4(1):19-21.
 15. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 1996;24(6):765-773.
 16. Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *J Strength Cond Res* 2005;19(1):51-60.
 17. Wilderman DR, Ross SE, Padua DA. Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *J Athl Train* 2009;44(1):14-25.
 18. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Dossing S, Alkjaer T, Magnusson SP. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clin. J. Sport Med* 2008;18(4):329-337.
 19. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med* 2009;37(10):1967-1973.
 20. Jensen BR. Elektromyografi. I: Simonsen EB, Hansen LK (red.). *Lærebog i biomekanik*. København: Munkgaard Danmark; 2007. s. 140-153.
 21. Andersen LL, Andersen C, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparisons of dumbbells and elastic resistance. *Phys Ther* 2010;90(4):1-12.
 22. SENIAM. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles. [online]. 2009 [Lokaliseret 1. sept 2009]; Tilgængelig på: URL:<http://seniam.org/>
 23. Grimshaw P, Lees A, Fowler N, Burden A. *Sport & Exercise Biomechanics*. U.S.: Taylor & Francis Group; 2006.
 24. Hicks CM. *Research methods for clinical therapists – applied project design and analysis*. U.S.: Churchill Livingstone; 1999.
 25. Bojsen-Møller F. *Bevægeapparatets anatomi*. 12. udgave. København: Munksgaard Danmark; 2006.
 26. Lieber RL, Bodine-Fowler SC. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Phys Ther* 1993;73:844-856.
 27. Makihara Y, Nishino A, Fukubayashi T, Kanamori A. Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(4):310-317.
 28. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys Ther* 2006;86 (5):683-697.
 29. Lindberg C, Källten V, Nyberg B. *Træning med åben og lukket ledkæde*. Fysioterapeuten 2008;90(2): 6-9.
 30. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Muscular strength: training muscles to become stronger*. I: McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Exercise physiology*. 5th ed. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins; 2001.