

Håvard Myklebust

Mekanisk avlastning av muskulatur i skøytestilling med elastisk materiale



Masteroppgåve i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, mai 2008

I. Forord

Denne masteroppgåva er gjennomført ved Norges idrettshøgskole – Seksjon for fysisk prestasjonsevne. Som tidlegare skøyteløpar kom eg i kontakt med Olympiatoppen og draktproblematikken som ligg til grunn for denne oppgåva så tidleg som hausten 2005. Då eg året etter la skøytene på hylla og starta på mastergrad i fysiologi og biomekanikk ved NIH var eg godt nøgd med å kunne velje ei skøyterelatert oppgåve.

Eg vil få rette ei stor takk til **Jostein Hallén** og **Gerald Smith** for utmerka rettleiing, faglege diskusjonar og gode tips og råd under heile prosjektet. Eg kjenner meg privilegert som har hatt med meg to så fagleg dyktige og utfyllande rettleiarar!

Eg vil og få takke:

Olympiatoppen ved Arne Lier – for finansiering av materiale til draktene, for å ha sett meg inn i problemstillinga kring draktene og samtaler undervegs i prosessen.

Sportswear innovation Norway – for gratis arbeid med draktene.

Medinor AS – for sponing av elastisk materiale.

Bernt Sivert Nymark – for hjelp under testing av forsøkspersonane.

Forsøkspersonane – som villig stilte opp til testing i perioden mellom to samlingar.

Familien – som alltid har støtta meg.

Resten av seksjon for fysisk prestasjonsevne og alle andre – som på ein eller annan måte har hjelpt til!

Sognsvann, mai 2008

Håvard Myklebust

II. Samandrag

Etter OL i 2002 har det vore spekulert i om Nike draktene som var nye til OL hadde gunstige eigenskapar utover det å redusere luftmotstand. Desse draktene hadde gummiert elastisk materiale på overkroppen, over setet og halvvegs ned på låret. Dei siste sesongane har andre produsentar nytta liknande materiale på same måte som Nike, utan at effekten av dette er dokumentert.

Føremålet med vår studie var å sjå om vi klarte å lage ei drakt med elastisk materiale som kunne avlaste muskulaturen og gi auka prestasjonsevne i skøytestilling, når vi såg bort frå luftmotstand. Fem mannlege skøyteløparar på høgt nasjonalt og internasjonalt nivå testa, i 3 ulike testar, den konstruerte drakta (KD) mot kortbukse (UD) og draktene til det norske skøytelandslaget (NIKE). Testane var knebøyhopp, statisk test til utmatting i skøytestilling og subbmaksimal trappetrinnstest på rulleskøyter. Dei 3 draktene vart testa i randomisert rekkefølge på 3 ulike dagar.

KD gav i spensttesten høgare hoppøgde og større maksimal kraft enn NIKE ($p < 0,05$), som igjen gav høgare hoppøgde og større maksimal kraft enn UD ($p < 0,05$). I den statiske testen fann vi lågare oksygenopptak med KD enn med UD, medan det ikkje var forskjell mellom UD og NIKE. I subbmaksimal rulleskøytetest på tredemølle fann vi ingen forskjell i oksygenopptak mellom draktene, men tendensar til høgare ventilasjon, hjartefrekvens, laktat og skyvfrekvens for KD og NIKE samanlikna med UD.

Spensttesten viser at elastisk materiale kan gi auka mekanisk moment over ledd og auka prestasjonsevne målt som hoppøgde og maksimal kraft. Dei elastiske kreftene i KD var litt større enn i NIKE og virka i tillegg over kneleddet. Den statiske testen tyder på at kreftene må virke over kneleddet for å gi energisparande effekt i skøytestilling.

Rulleskøytetesten var nok for lite spesifikk for å avdekke forskjellar mellom draktene og stressfaktorar påverka truleg resultata. Det kan tenkast at den energisparande effekten ein ser i den statiske testen blir borte på rulleskøyter då det elastiske materialet aktivt må spennast opp. Det kan likevel vere ein positiv prestasjonseffekt, då større muskelmasse truleg er i arbeid. Fleire og meir spesifikke testar må til for å klargjere om elastisk materiale har noko føre seg i dynamiske øvingar i skøytestilling.

Nøkkelord: drakt, redusert blodstraum, spenst, statisk til utmatting, rulleskøyter.

Innhold

I. Forord	1
II. Samandrag	2
1.0 Innleiing	5
2.0 Bakgrunn	6
2.1 Særtrekk ved skøytestilling	6
2.2 Utstysutvikling i skøytesporten	8
2.3 Elastisk materiale	10
2.4 Muskulær avlastning – konstruert drakt	10
2.5 Tidlegare forskning	12
2.6 Oppsummering bakgrunn	13
3.0 Problemstilling	15
4.0 Metode	16
4.1 Forsøkspersonar	16
4.2 Testing og tilvenning	16
4.3 Testprosedyre	17
4.3.1 Rulleskøytetest	19
4.3.2 Spensttest	19
4.3.3 Statisk test	20
4.4 Utstyr og målemetodar	21
4.4.1 Draktene	21
4.4.2 Oksygenanalysator	23
4.4.3 Elektromyografi (EMG)	23
4.4.4 Kraftplattform	23
4.4.5 Laktat	24
4.5 Analysemetodar	24
4.5.1 Kraftestimat av elastiske materialet	24
4.5.2 Spenst	24
4.5.3 Statisk test	26
4.5.4 Rulleskøytetest	27
4.5.5 Statistikk	28
5.0 Resultat	29
5.1 Spensttest	29

5.2 Statisk test.....	32
5.2.1 Tid til utmatting og ufrivillig heilkroppsvibrasjon/skjelving _____	33
5.2.2 Ventilatoriske variabler, laktat og hjartefrekvens _____	35
5.2.3 Muskelaktivering – EMG _____	37
5.3 Rulleskøytetest	39
5.3.1 Ventilatoriske variabler _____	39
5.3.2 Laktat og hjartefrekvens _____	41
5.3.3 Knevinkel og skyvfrekvens _____	42
6.0 Diskusjon _____	44
6.1 Mekanikk mot fysiologi	44
6.2 Potensialet i konstruert drakt	45
6.2.1 Spensttesten _____	46
6.2.2 Statisk test _____	47
6.2.3 Rulleskøytetesten _____	49
6.3 Potensialet i NIKE	50
6.4 Effektane av NIKE	51
6.5 Potensialet hos andre produsentar	53
6.6 Nytteverdi av vårt forsøk.....	54
7.0 Konklusjon _____	56
8.0 Referanseliste _____	57

Vedlegg 1: Informasjon til forsøksperson

Vedlegg 2: MatLab-program for behandling av EMG og kraft data

Vedlegg 3: Individuelle verdier - rådata

1.0 Innleiing

I mange enkeltmannsidrettar er prestasjonane svært målbare, arbeidskrava kan bereknast ganske nøyaktig og fokuset ligg i stor grad på prestasjonsutvikling og nye rekordar.

Prestasjonane i desse idrettane er avhengig av utøvaren sine fysiske, mentale og tekniske ferdigheitar. Ein betra teknikk vil seie at utøvaren enten får utnytta fysikken sin betre, eller at utøvaren klarar å redusere ytre motstand som avgrensar prestasjonen.

Optimalisering av utstyr kan og hjelpe utøvaren i å utnytte fysikken sin, redusere ytre motstand og vere heilt avgjerande for prestasjonen. Den nye symjedrakta, som den siste tida har resultert i eit skred av verdsrekordar (Speedo, u.å.), er eit eksempel på korleis utstyrsutvikling kan påverke prestasjonane.

Hurtigløp på skøyter er ein idrett med klare rammer, der mellom anna distansen, banebredda, svingradius og startprosedyre er gitt på førehand, samt at tidtakinga følgjer gitte reglar og luftmotstanden, avhengig av farten, står for 70-90 % av den ytre motstanden (Gemser, de Koning, & van Ingen Schenau, 1999). Denne idretten har gått gjennom ei stor utstyrsutvikling opp gjennom åra, og utviklinga av konkurranselede har i all hovudsak hatt fokus på å redusere luftmotstanden. Etter OL i 2002 har det vore spekulert i om draktene kan ha andre prestasjonsfremjande effektar utover redusert luftmotstand. Ein av hypotesane byggjer på tidlegare studiar som har vist stor forskjell i fysiologiske målingar ved låg kontra høg sittestilling på skøyter, truleg på grunn av endra intramuskulært trykk (Foster et al., 1999; Rundell, 1996; Rundell, Nioka, & Chance, 1997). Dersom skøytedraktene for eksempel kan lette det intramuskulære trykket kan det gi ”muskulær avlastning”. Det er ikkje publisert dokumentasjon på dette, men sesongen 2006/2007 har fleire nasjonar gått med drakter der produsentane truleg har hatt det i tankane.

I denne oppgåva vil vi, gjennom 3 ulike testar, teste ei eigenkonstruert drakt med elastisk materiale opp mot kortbukse og Nike drakta til det norske skøytelandslaget. Vi vil undersøke om den konstruerte drakta kan avlaste muskulatur og gi auka prestasjonsevne i ein spensttest, ein statisk test og ved rulle-skøytegang på tredemølle.

2.0 Bakgrunn

2.1 Særtrekk ved skøytestilling

Dei ytre kreftene som verkar på ein skøyteøpar, er tyngdekraft, friksjonskraft mellom isen og skøyta og luftmotstand. Den store utfordringa til ein skøyteøpar er å minske luftmotstanden ettersom denne aukar med kvadratet av farten og står for opp mot 90 % av motstanden (Gemser et al., 1999). Den enklaste måten å redusere luftmotstanden på er å redusere frontalarealet ved å senke skuldrene slik at overkroppen er horisontal (Gemser et al., 1999). Liten knevinkel vil ytterlegare kunne redusere frontalarealet, samtidig som ein får lengre arbeidsveg for skyvbeinet og kan produsere større effekt (Leirdal et al., 2006). I boka "Handbook of Competitive Speed Skating" utgitt av den internasjonale skøyteunionen (ISU) nyttar forfattarane eit teoretisk eksempel med to utøvarar som er heilt like bortsett frå at den eine har ein knevinkel som er 10 grader mindre enn den andre. På ein 3000 meter vil dette utgjere 7 sekund på grunn av endra luftmotstand (Gemser et al., 1999).

Å sitte djupare vil derimot auke momentet i kneet og stille store krav til lårmuskulaturen. Ein studie av langrennsløparar som skøyta på sklibrett i høg, moderat og djup sittestilling, viste at forsøkspersonane på ein 30 sekund maksimal test, i større grad enn ved ein 3 minutt test, justerte frontalarealet med knevinkelen. På 3 minutt testen justerte dei frontalarealet meir med overkroppen (Leirdal et al., 2006). Ei japansk gruppe har og vist at sjølv dei beste langdistanse skøyteøparane i verda endrar knevinkelen utover i ein 5000 meter (Yuda, Yuki, Aoyanagi, Fujii, & Ae, 2007).

Det er funne høgare stabil mjølkesyrekonsentrasjon ved skøyter enn ved andre uthaldsidrettar som løping, sykling og roing (Beneke, Boldte, Meller, & Behn, 1991; Beneke & von Duvillard, 1996). Dette kjem truleg av den samankrøkte posisjonen ved skøyter ettersom ein har funne liknande funn for lavgang (Rundell & Pripstein, 1995). Den låge posisjonen og den lange gli/skyvfasen ved skøyter gir eit statisk preg over muskelaksjonen til knestrekkarane. Dette kan gi redusert blodstraum til muskulatur, redusere oksygenleveransen og auke behovet for anaerob energifrigjering (Rundell et al., 1997). Fleire studiar støttar denne teorien. Rundell (1996) fann lågare VO_{2peak}^1 samt lågare subbmaksimalt oksygenopptak (VO_2) og høgare laktatkonsentrasjon i blod

¹ VO_{2peak} = høgaste registrerte VO_2

(laktat) hjå sju kortbane skøyteløparar når dei gjekk på rulleskøyter på tredemølle i låg kontra høg sittestilling. I tillegg var tid til utmatting redusert ved låg kontra høg sittestilling (Rundell, 1996). Ved hjelp av "near infrared spectroscopy" (NIRS)² fann gruppa til Rundell større desaturering av hemoglobin/myoglobin i tillegg til høgare laktatkonsentrasjon ved lik VO_2 for 8 skøyteløparar når dei gjekk på rulleskøyter på tredemølle i låg kontra høg sittestilling (Rundell et al., 1997). Det er og funne forskjellar i desaturering i alpint mellom storslålåmposisjon og slålåmposisjon (Szmedra, Im, Nioka, Chance, & Rundell, 2001).

Foster et al. (1999) stadfesta tidlegare funn om redusert VO_2 , større desaturering av hemoglobin/myoglobin og høgare laktatverdiar ved låg kontra høg sittestilling på rulleskøyter. VO_{2peak} var klart mindre ved rulleskøyter enn ved sykkel og desatureringa klart høgare. Testar på is viste same resultat som rulleskøyter og statiske testar viste større desaturering på eitt bein enn på to, samt høgare desaturering ved låge knevinklar samanlikna med høge knevinklar. I tillegg målte dei i denne studien mindre slagvolum som følgje av større perifer motstand på rulleskøyter samanlikna med sykkel (Foster et al., 1999).

Desse studia viser at mindre knevinkel gir auka belastning på lårmuskulaturen og auka intramuskulært trykk som kan klemme av blodstraumen. Foster et al. (1999) konkluderte med at fysiologiske parametarar ved hurtigløp på skøyter er sterkt påverka av begrensa blodsirkulasjon som følgje av ein stor del statisk arbeid og høgt intramuskulært trykk. Dei mekaniske fordelane ved liten knevinkel må derfor vegast opp mot dei fysiologiske utfordringane dette byr på. Dersom teknikk eller utstyr kan minske det intramuskulære trykket kan det resultere i betre blodsirkulasjon og auka prestasjonsevne gjennom at skøyteløparane kan sitte djupare og dermed redusere luftmotstanden.

² NIRS: metode som målar O_2 -metningent av hemoglobin/myoglobin i muskulatur

2.2 Utstyrsutvikling i skøytesporten

Skøytesporten har endra seg mykje sidan Axel Paulsen si storhetstid på slutten av 1800 talet. Treningsmetodar og utplukking av talent har nok utvikla seg ein del, men tidsmessig har nok dei tekniske innovasjonane vore viktigare. Kuper & Sterken (2002) deler dei tekniske innovasjonane inn i betre baner, betre metodar for islegging, utvikling av skøytene og endra klede. På grunn av mindre lufttrykk vart høg fjellsbaner tidleg kjent som raske baner. Bana i Davos (Sveits, 1534 moh.) var i bruk før år 1900 og 111 verdsrekordar er sett her gjennom tidene (DESG, u.å.). I Göteborg opna i 1958 den fyrste kunstfrosne bana (Kuper & Sterken, 2002), noko som gav meir stabile forhold og sette fokus på korleis ein kunne lage best mulig is. Medeobana i Alma Ata, Kasakhstan, på 1691 moh. fekk kunstis i 1972. I alt er 126 verdsrekordar sett her gjennom tidene, og bana hadde frå midten av 70-talet til midten av 80-talet nesten alle verdsrekordane (NSF, u.å.). På slutten av 80-talet såg dei fyrste innandørshallane dagens lys (Heerenveen, Nederland, i 1986 og Calgary, Canada, i 1987), og i dag er alle gjeldande verdsrekordar sett innandørs enten i Calgary eller Salt Lake City (høvesvis 1105moh. og 1423moh. (DESG, u.å.; NSF, u.å.).

Axel Paulsen gjorde sjølv nokre forbetringar på skøytene med lettare metalltube og lengre og tynnare stål (Kuper & Sterken, 2002). Den store revolusjonen på skøytene kom derimot omlag 100 år etterpå. Under OL i 1998 brukte alle bortsett frå ein utøvar klappskøyter. Det hadde då teke heile 15 år for nederlendarane Gerrit Jan van Ingen Schenau og Gert de Groot, i samarbeid med skøytefabrikken Viking, å utvikle skøytene samt overbevise utøvarane om å ta dei i bruk (Gemser et al., 1999). Då det allereie før andre verdskrig var gitt minst 5 patenter på meir eller mindre liknande prinsipp, fekk ikkje utviklarane ein generell patent på klappskøyter (Gemser et al., 1999), men skøytene vart ein stor suksess og har vist seg å gi 3-5 % betra prestasjon (de Koning, Houdijk, de Groot, & Bobbert, 2000).

Utviklinga av verdsrekordane i tidsrommet då klappskøyta vart teken i bruk og rett etterpå (1996-1999) var formidabel og viser tydeleg at klappskøyter har stor prestasjonseffekt (Kuper & Sterken, 2002; NSF, u.å.). Truleg har og klede/drakter hatt mykje å seie for at prestasjonane tidsmessig har vorte betre opp gjennom åra. På dette området har derimot utviklinga gått i fleire steg og over fleire tiår, frå halvdelt ulltrikot,

via heildekt nylontrikot med hette, til dagens modellar som består av mange ulike stoff. Kanadiaren Paul Enocks gjekk på Hamar i 1962 ein fantastisk 3000 meter i kona sine nylonstrømper. Tida vart aldri godkjent, men den var 3 sekunder under gjeldande verdsrekord. Sveitsaren Franz Krienbühl fekk heller ikkje mykje kreditt for å ha innført hette på ettersittande drakter i 1976 (Kuper & Sterken, 2004). I ettertid har ein derimot forstått at draktene påverkar prestasjonane i relativt stor grad og mange ulike stoff er testa i vindtunnel. "Donald Duck drakta" til Atle Vårvik med sin utbygde stjert vakte oppsikt under NM i 1994, men drakta vart raskt forbode. Noreg fekk likevel nye drakter til OL på Lillehammer. Desse raude draktene i Lycra® vert hevda å gjere det veldig bra i vindtunneltestar.

Etter OL i 1994 har utvikling av draktene fortsett. Det har vore, og blir, brukt sikk-sakk-striper ("stripes") limt på draktene, og draktene har gått over frå å bestå av eitt stoff til å bestå av ulike stoff på ulike kroppsdelar, alt ut frå aerodynamiske analysar. Etter mykje analysing av farten til ulike kroppssegment under skøyteløp, samt testing av ulike stoff i vindtunnel, lanserte Nike like før OL i 2002 ei drakt med 6 ulike stoff på ulike kroppssegment (Brownlie, Kyle, Harber, MacDonald, & Shorten, 2004). Dette var ei vidareutvikling av løpedraktene dei lanserte til sommar OL i 2000. Drakta vart hevda å vere unik målt i vindtunnel (KSL TV, 2002), og ein studie ved Universitetet i Groningen hevda på bakgrunn av resultatata i hurtigløp på skøyter under OL i 2002 at denne Nike drakta gav 0,2-0,3 sekund raskare rundetid samanlikna med dei andre draktene i meisterskapen (Kuper & Sterken, 2004).

I skøytemiljøet vart det hevda at trikotet frå Nike i tillegg hjelpte utøvarane å "halde seg nede" i skøytestilling. Dette truleg som følgje av at draktene var tilpassa kvar enkelt løpar og var sydd for å passe i skøytestilling og ikkje i oppreist stilling (KSL TV, 2002). Kor stor del av effekten til Nike drakta som skuldast redusert luftmotstand og kor stor del som skuldast at løparen vert "halde nede" i skøytestilling eller andre faktorar, er uvisst. I vår studie ser vi bort frå luftmotstand og ynskjer å undersøke om "halde nede effekten" kan gi auka prestasjonsevne.

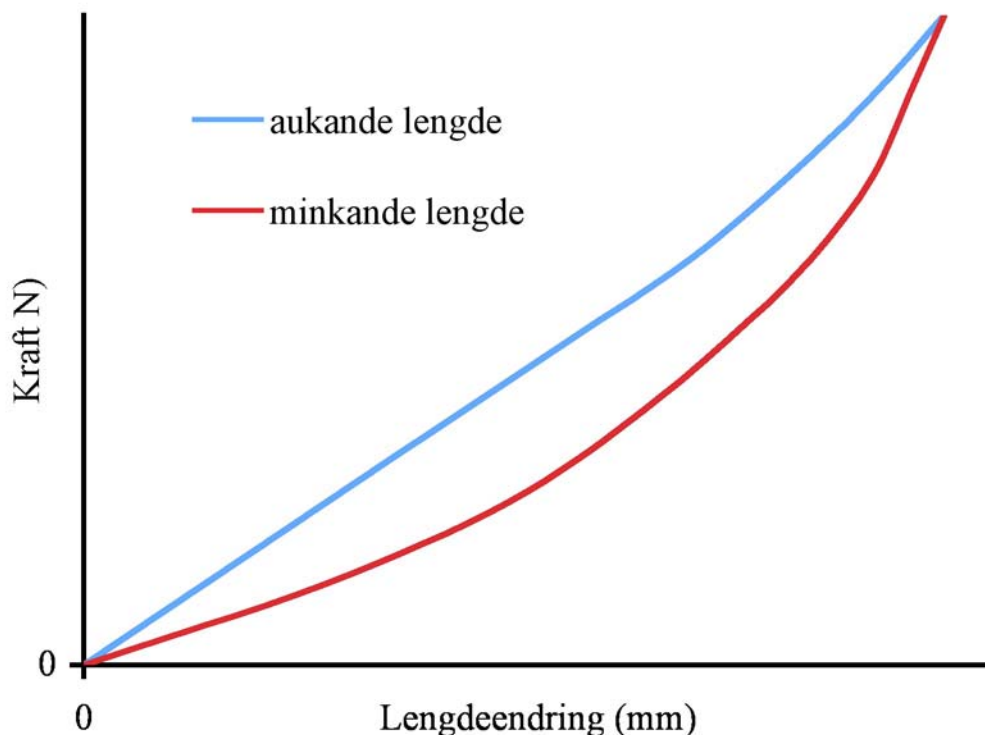
2.3 Elastisk materiale

Elastisk materiale er eit materiale som kan lagre energi og seinare frigi denne energien (Stefanyshyn & Nigg, 2000). Ulike elastiske materiale har ulik elastisitet. Elastisiteten seier noko om kor mykje kraft som må til for å få ei viss lengdeendring, på engelsk kalla "stress-strain". "Stress-strain" målingar er enkelt å gjennomføre ved at ein måler lengda av materialet ved ulike statiske belastningar. Ved å doble lengda av materialet doblar ein og lengdeendringa ved same belastning. Ved å doble mengda av materialet i parallell halverar ein lengdeendringa. Ofte kan det i tillegg til å kjenne stivheita vere nyttig å kjenne til effektiviteten til materialet. Ulike elastiske materiale har nemleg og ulik hysteres. Dette vil seie kor mykje av energien som går bort, for eksempel til varme. Effektiviteten er forholdet mellom frigitt energi ved ei gitt lengdeendring og energikravet for å oppnå denne lengdeendringa (Stefanyshyn & Nigg, 2000). Ved fyrst å gradvis belaste materialet samtidig som ein måler lengdeendringa, for så å gradvis avlaste materialet samtidig som ein måler lengdeendringa, ser ein kor stor hysteres og effektivitet materialet har (figur 1). Det ideelle elastisk materialet er ei perfekt fjær som gir tilbake all energien den tek opp. I praksis finnes det ingen perfekt fjær. Litt av energien går i meir eller mindre grad tapt (varme, lyd), og tapet i elastiske strikkar er større enn i stålfjærer.

2.4 Muskulær avlastning – konstruert drakt

Med "muskulær avlastning" er det her meint at ein eller fleire musklar eller muskelfibrar har betra arbeidsforhold som følgje av bruk av anna utstyr. Ein vil og kunne oppnå muskulær avlastning ved endring av teknikk, men det er utanfor denne oppgåva. Med "mekanisk avlastning av muskulatur" er det her meint at ei gitt kraft mot underlaget kan skapast ved bruk av mindre muskelkraft (muskulær avlastning) som følgje av at andre strukturar (f.eks. drakta) bidrar i kraftutviklinga.

Lengda på ein person frå ankelen, opp langs framsida av leggen, over kneet, vidare frå framside lår gradvis over til baksida lår, over setet og opp langs ryggsøyla til nakken kan definerast som lengda L . I skøytestilling er L omlag 15 % lengre enn ved oppreist stilling. For denne studien har vi konstruert ei drakt som tek utgangspunkt i denne lengdeendringa. Drakta har innsydd elastiske strikkar som yter motstand mot lengdeendring. Med ei slik drakt vil det oppstå eit mekanisk drag i strikken når



Figur 1. Teoretisk hysteresese. Krafta i materialet med aukande og minkande lengde. Arealet mellom dei to linjene er eit uttrykk for arbeidet som er gjort (energien som er tapt til varme o.l.). Ulike materiale har ulik hysteresese.

forsøkspersonen set seg i skøytestilling. Tanken er at ein kan ”kvile på drakta”. Dette kan redusere energikravet til nakke og ryggmuskulatur ved å motverke tyngdekrafta når overkroppen vert helde horisontalt. Mekanisk avlastning av muskulaturen i beina vil kunne resultere i auka maksimal kraft og/eller betra uthald av den avlasta muskulaturen. Auka maksimal kraft fordi krafta frå strikken kjem i tillegg til krafta frå muskulaturen. Auka uthald fordi mindre muskelkraft gir potensielt mindre intramuskulært trykk (IMT) og dermed betre blodgjennomstrømming (Foster et al., 1999; Rundell et al., 1997), i tillegg til betre energitilgang på grunn av mindre energikrav og større reservekapasitet av muskeleiningar som kan koplust inn etterkvart som aktive muskelfibrar vert trøytte.

Ved sykliske øvingar brukar ein meir energi på å spenne opp strikken enn det ein får tilbake (kapittel 2.3). Dersom den konstruerte drakta skal ha ein energisparande effekt for dynamiske øvingar må det derfor vere ytre krefter (for eksempel tyngdekrafta) som spenner opp drakta. Andre faktorar, som at energien vert frigitt på gunstig tidspunkt, redusert muskelvibrasjon (Stefanyshyn & Nigg, 2000), betre arbeidsforhold for muskulaturen eller fordeling av arbeidet på fleire musklar/muskelfibrar, kan og vege opp for energitapet i materialet og potensielt gi positiv netto prestasjonseffekt.

2.5 Tidlegare forskning

Vi har ikkje klart å finne publiserte artiklar som tek opp problemstillingar kring utviklinga av skøytedrakter utover effekten på luftmotstand. Det næraste vi kjem når det gjeld heile drakter er to studiar frå ei kanadisk forskargruppe som har laga ei løftedrakt med elastisk materiale og ein ekstra vektarm over setet. Dei hevdar å ha bevis for at denne drakta reduserar belastning og muskelaktivitet i korsryggen ved ulike løft frå bakken (Abdoli-E, Agnew, & Stevenson, 2006; Abdoli-Eramaki, Stevenson, Reid, & Bryant, 2007).

Millet, Perrey, Divert & Foissac tek, i ein reviewartikkel frå 2006, føre seg kva rolle ulik teknologisk utvikling av utstyr har hatt for å redusere trøyttleik under humane rørsler (Millet et al., 2006). Dei er innom fleire store områder som:

- Mekanisk stressregulering (demping i joggesko og sykkel)
- Arbeidsfordeling mellom muskelgrupper (stavgang etc.)
- Redusering av energikrav ved redusert vekt av utstyret (sko, stavar etc.) og auka effektivitet (ovale tannhjul på sykkel og klappskøyter)
- Tekstil innovasjon (temperaturregulering og støttestrømper/kompresjonssHORTS)
- Restitusjon (støttestrømper og elektrisk stimulering)

Kapittelet om tekstil innovasjon tek ikkje føre seg skøytedrakter, noko som tyder på at Millet et al. (2006) heller ikkje har funne dokumentert viten på dette området.

Skøytedrakter er kjent for å vere ettersittande, og kapittelet til Millet et al. (2006) om støttestrømper og kompresjonssHORTS er derfor interessant. Med kompresjonssHORTS er her meint ein tettsittande shorts/tights med elastisk materiale frå hoftekammen til rett over kneet. Ein slik kompresjonssHORTS er hevda å redusere tverrsnittet av låret og auke blodstraumen i venene, men shortsens må vere nøye tilpassa slik at ein unngår unormalt høgt intramuskulært trykk og under kvile (Millet et al., 2006).

Millet et al. (2006) hevdar at dei fleste studia ser ein positiv prestasjonseffekt av kompresjonssHORTS, og at dette støtter hypotesen om høgare oksygentilgang, truleg på grunn av auka blodstrøm og reduserte intracellulære områder (Millet et al., 2006).

Kraemer et al. (1996, 1998) fann høgare kraft og power i gjennomsnittet av 10 maksimale hopp, samt auka leddsans og redusert muskelvibrasjon med kompresjonssHORTS samanlikna med utan. Doan et al. (2003) undersøkt ein

kompresjonssHORTS med kraftigare elastisk materiale enn gruppa til Kraemer. Dei fann redusert leddutslag i hofta ved 60 meter sprint, redusert muskeltvibrasjon og auka hoppøgde i svikthopp, auka hudtemperatur under oppvarming og redusert impuls ved samanstyrt (Doan et al., 2003). Passive målingar viste og at det elastiske materialet i kompresjonssHORTSEN utvikla moment i hofteledet. Dette påverka truleg både hoppøgde i spensttesten og leddutslaget under 60 meter sprint. (Doan et al., 2003), på same måte som elastiske band surra rundt knea i vektløfting er vist å gi prestasjonseffekt som følgje av at mekaniske krefter dannar moment over leddet (Harman & Frykman, 1990).

På nettsida til VH Footwear er det ei skisse som enkelt forklarar korleis elastisk materiale i skøytetrakter teoretisk kan gi positiv prestasjonseffekt utover å redusere luftmotstand. Grunnleggjaren og president i selskapet, Scott van Horn, er tidlegare skøyteløpar på det kanadiske landslaget og har både bachelorgrad og mastergrad innan biomekanikk med spesialisering i skøyteteknologi frå universitetet i Calgary (VH Footwear, u.å.). Nettsida hentar truleg teoriane frå studia av kompresjonssHORTS og støttestrømper. Dei hevdar det er fleire ulike faktorar med draktene som til saman vil kunne revolusjonere sporten, men at det på noverande tidspunkt vil vere vanskeleg å kvantifisere prestasjonseffekten.

2.6 Oppsummering bakgrunn

Om utviklarane av Nike drakta i 2002 hadde andre fokusområde enn luftmotstand er uvisst, men ved å sjå på draktene som vart nytta i verdscup og meisterskap sesongen 2006/2007 er det tydeleg at mange produsentar no prøver å utnytte den mekaniske effekten og/eller andre potensielle effektar ved elastisk materiale. Av tv-bileta kan det sjå ut som dette ikkje berre gjeld produsentar av skøytetrikotar, men og friidrettsdrakter frå Nike, langrenns- og friidrettsdrakter frå Adidas og ikkje minst dei nye symjadraktene frå Speedo som har ført til eit skred av verdsrekordar den siste tida (Speedo, u.å.).

Ut frå studia til Rundell (1995, 1996, 1997), Foster (1999) og Szmedra (2001) er skøytetstilling eit fornuftig utgangspunkt når ein ynskjer å sjå på muskulær avlastning ved bruk av ei drakt. Endringar i fysiologiske variablar er truleg lettare å avdekke ved

bruk av skøyter enn for eksempel skiskøyting, ettersom posisjonen både er djupare (Leirdal et al., 2006) og stiller store krav til muskulaturen (Foster et al., 1999; Rundell et al., 1997). Dersom effekten av muskulær avlastning er større enn det ekstra arbeidet med å "spenne opp" drakta, vil ein kunne få auka prestasjon og i dynamiske øvingar. Ettersom det ikkje finnes publisert dokumentasjon på effekt av muskulær avlastning i skøytedrakter sjølv om utviklinga hos produsentane er godt i gang, er det interessant å undersøke denne potensielle effekten. Det er i hovudsak den mekaniske effekten av elastisk materiale vi ynskjer å undersøke i vår studie, med primært fokus på om dette kan nyttiggjerast under hurtigløp på skøyter.

Vi vil, i 3 ulike testar, teste den konstruerte drakta opp mot kortbukse og den norske landslagsdrakta. Spensttest på kraftplattform med måling av hoppøgde, kraft og satstid vil vere nyttig for å sjå at den konstruerte drakta faktisk yter mekaniske krefter. Det er forventa større reaksjonskraft frå bakken og høgare hoppøgde med konstruert drakt. Ein statisk test i skøytestilling er valt for å sjå om drakta kan avlaste muskulaturen i grunnposisjonen ved hurtigløp på skøyter. Under denne testen vil både tid til utmatting, oksygenopptak og EMG aktivitet kunne indikere muskulær avlastning. Dersom den konstruerte drakta avlastar muskulaturen ved å gjere noko av jobben vil ein kunne forvente lågare oksygenopptak og lengre tid til utmatting. Elektromyografi (EMG) er ein metode for å registrere muskelaktivitet/grad av aktivering. Metoden er påverka av mange faktorar, noko som gjer at ein må vere forsiktig med å slå fast kor mykje krafta har endra seg sjølv om signalet er endra (De Luca, 1997). Under den statiske testen er det venta at signalet aukar etterkvart som fleire muskeleiningar vert kopla inn sjølv om muskelkrafta målt som ytre motstand er konstant. Dette kan potensielt avdekke forskjellar mellom draktene. Under pilottesting vart det observert at forsøkspersonen byrja skjelve og riste inn mot utmatting. Den statiske testen vert derfor gjennomført på kraftplattform, for å sjå om det er ulik grad av skjelving eventuelt at skjelvinga oppstår på ulikt tidspunkt med dei ulike draktene.

Rulleskøyter på tredemølle er ein meir skøytespesifikk test. Ut frå tidlegare studiar er oksygenopptak, laktat og hjartefrekvens, samt video for å måle knevinkel og skyvfrekvens valt som indikatorar på forskjell mellom draktene (Foster et al., 1999; Rundell, 1996; Rundell et al., 1997; Rundell & Pripstein, 1995).

3.0 Problemstilling

Kan ei elastisk drakt konstruerast slik at den, samanlikna med kortbukse og den norske landslagsdrakta (Nike), gir:

- auka hoppøgde i spensttest frå skøytestilling
- auka tid til utmatting i ein statisk test i skøytestilling
- betre arbeidsøkonomi ved rulleskøytegang på tredemølle

Hypotese:

Den konstruerte drakta gir høgare hoppøgde, auka tid til utmatting i statisk skøytestilling og betra arbeidsøkonomi ved rulleskøytegang på tredemølle samanlikna med kortbukse og den norske landslagsdrakta.

4.0 Metode

4.1 Forsøkspersonar:

Fem mannlige forsøkspersonar (FP) deltok i prosjektet. For å kunne delta måtte FP vere over 18 år, ha trena mykje rulleskøyter minst ein sesong og ha kapasitet til å gå 3000 meter på skøyter under 4 minutt og 20 sekund. Alle forsøkspersonane var skøyteløparar på høgt nasjonalt og internasjonalt nivå.

Det var berre 2 norske kvinner som kunne vore aktuelle ut frå dei strenge inklusjonskriteria. Ynskje om ei homogen gruppe på høgt nivå og få aktuelle kvinner gjorde derfor at berre menn deltok i studien.

Prosjektet vart lagt fram for den nasjonale etiske komité, REK Sør. Komiteen hadde ikkje innvendingar mot prosjektet. Både forsøkspersonar og trenarar vart kontakta med informasjon både munnleg og skriftleg, før FP signerte samtykkeerklæring der det klart gjekk fram at ein når som helst, utan grunn, kunne trekke seg frå forsøket (vedlegg 1).

4.2 Testing og tilvenning

Prosjektet gjekk ut på at forsøkspersonane gjennomførte 3 like testdagar med 3 ulike drakter. Draktrekkefølgja var randomisert slik at to forsøkspersonar skulle starte med kvar av dei 3 draktene. Kven av forsøkspersonane som starta med dei ulike draktene vart avgjort med loddtrekning. Draktene var:

- Kortbukse (dvs. utan drakt; UD)
- Konstruert drakt (KD)
- Landslagsdrakta til Norges Skøyteforbund (NIKE)

Testdagane bestod i 3 ulike deltestar:

- Trappetrinnstest på rulleskøyter (rulleskøytetest)
- vertikal spensttest frå skøytstilling (spensttest)
- statisk test til utmatting i skøytstilling (statisk test)

Det var minimum 48 timar mellom kvar testdag, og testinga for kvar enkelt forsøksperson vart gjennomført på omlag same tid på døgnet.

Før fyrste testdag hadde forsøkspersonane tre tilvenningsdagar (pretest). Fyrste pretest bestod i tilvenning til å gå med rulleskøyter på tredemølle, spensthopp på kraftplattform og tilpassing av statisk sittestilling.

Andre pretest bestod i tilvenning på tredemølla og spensthopp både med UD og med KD, samt statisk test til utmatting med UD. Justeringar av testfart på tredemølla og statisk sittestilling vart gjort etter denne pretesten.

Tredje pretest vart gjennomført mellom 2 og 7 dagar før fyrste testdag. Denne pretesten vart gjennomført tilnærma likt som testdagane med mellom anna måling av EMG, oksygenopptak og laktat. I tillegg vart lengda frå mediale malleol, over kneskåla, gradvis over til baksida av låret, over setet og langs ryggsøyla opp til ørekuten målt på forsøkspersonane både i oppreist og statisk stilling. Siste pretest samt dei 3 testdagane vart gjennomført i tidsrommet 13. til 30. august 2007.

4.3 Testprosedyre

Same testprotokoll, med like lange pausar, vart følgt med alle 3 draktene. Heile testen frå påsetting av EMG elektrodar til fullføring av statisk test tok omlag 2 timar og 40 minutt (tabell 1).

Før testen fekk forsøkspersonen satt på måleutstyr for hjartefrekvens (Polar, Finland) og EMG-elektrodar på høgre lår. Det vart kontrollert at ein fekk gode signal. Etter 10 minutt oppvarming på ergometersykel med hjartefrekvens på omlag 120 vart det gjort eit kalibreringsopptak av EMG i den statiske testposisjonen, samt målt kroppsvekt på kraftplattform og kontrollert at utstyret gav gode signal.

Tabell 1. Protokolloversikt - tidstabell (minutt)

Starttid	Slutt tid	Kva?
-30	0	Montere EMG og pulsbelte/klokke
0	10	Oppvarming sykkel HF ca 120
10	15	Kalibrering EMG, måle kroppsvekt
15	20	Ta på rulleskøyter
20	21,5	Tilvenning RS (6,5 m/s)
21,5	23	Pause
23	28	Kalibrering RS (1.hastighet)
24,5	25	EMG- og video- opptak
25	27,5	Måling oksygenopptak
28	29	Laktatprøve
28	45	Ta av RS, på drakt og RS
45	46,5	Tilvenning RS (6,5 m/s)
46,5	48	Pause
48	53	RS 1.hastighet
49,5	50	EMG- og video- opptak
50	52,5	Måling oksygenopptak
53	55	Pause med laktatprøve
55	60	RS 2.hastighet
56,5	57	EMG- og video- opptak
57	59,5	Måling oksygenopptak
60	62	Pause med laktatprøve
62	67	RS 3.hastighet
63,5	64	EMG- og video- opptak
64	66,5	Måling oksygenopptak
67	68	Laktatprøve
68	78	av RS forberede spenst
78	88	Måle kroppsvekt, 5 maks spensthopp
88	103	Drakt av. Kalibrering EMG utan drakt. Drakt på
103	ca 118	Statisk test til utmatting.
103	106	VO ₂ og HF måling oppreist
106	utm.	Tid, EMG, kraft, VO ₂ og HF i statisk stilling
Utm.	+6m	FP på stol, VO ₂ , HF og 3x laktatmåling

4.3.1 Rulleskøytetest

Før det vart gjennomført eit kalibreringsdrag på 5 minutt, gjekk forsøkspersonen 1,5 minutt tilvenning (6,50 m/s) med påfølgjande 1,5 minutt pause, på ei 3x4 meter tredemølle (Rodby Innovation AB, Sweden). Under kalibreringsdraget, som alltid var utan drakt, vart oksygenopptak, HF, EMG og video (Sony DCR-PC8E mini DV, Japan) vinkelrett på fartsretning registrert, samt at laktat vart målt rett etter draget. FP hadde så omlag 17 minutt til å ta på dagens drakt, før han gjennomførte nye 1,5 minutt tilvenning (6,50 m/s) med påfølgjande 1,5 minutt pause.

Trappetrinnstesten med 3 drag á 5 minutt vart så gjennomført. Farten på fyrste draget var den same som på kalibreringsdraget (6,50 eller 7,00 m/s) og auken mellom kvart trinn var 0,50 eller 0,75 m/s (tabell 2). Pausa mellom draga var 2 minutt, og dei same målingane som under kalibreringsdraget vart registrert. Mølla hadde ein vinkel på 0,72 grader på alle belastningane. Variasjonskoeffisienten for farten og vinkelen på mølla var høvesvis $< 0,3\%$ og $< 0,7\%$.

4.3.2 Spensttest

Spensttesten bestod av 5 maksimale spensthopp på kraftplattform. Hoppa vart gjennomført frå skøytestilling utan svikt og med hendene i hoftefeste. FP fekk berre beskjed om å hoppe høgast mulig, og forsøksleiar prøvde verbalt å oppmuntre til full innsats.

Tabell 2. Farten på dei ulike belastningane for kvar forsøksperson.

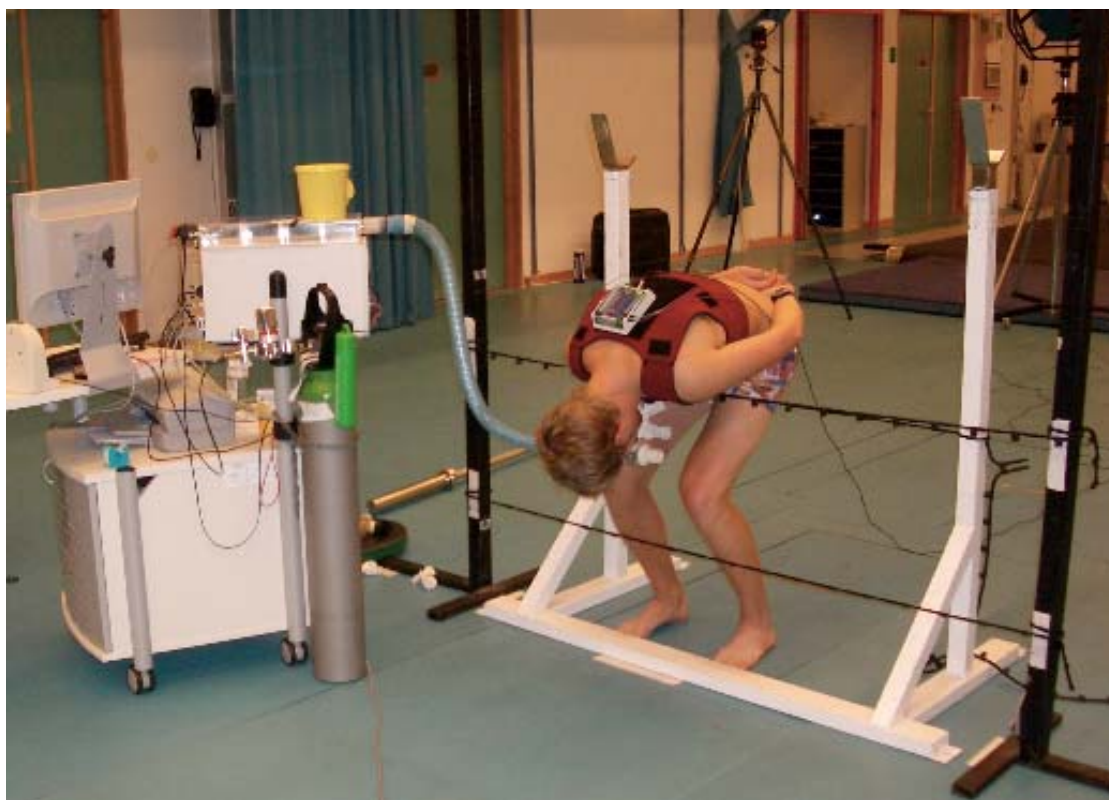
FP	Kalibrering og 1.belastning	2.belastning	3.belastning
1	7,00 m/s	7,75 m/s	8,50 m/s
2	7,00 m/s	7,50 m/s	8,00 m/s
3	7,00 m/s	7,75 m/s	8,50 m/s
4	7,00 m/s	7,75 m/s	8,50 m/s
5	6,50 m/s	7,00 m/s	7,50* m/s

* Endra under testing. FP 5 gjekk berre 2 minutt med 7,00 m/s på 3.belastning

4.3.3 Statisk test

Det vart nytta fleire stativ med strikk mellom for å kontrollere at legg, sete og skuldrer var i same posisjon under heile testen og mellom testdagane (bilde 1). Sittestillinga var individuell ut frå kva FP sjølv følte var "god skøytestilling", og posisjon på stativ og strikk, samt tåposisjon vart nøye kontrollert. I starten av testen vart vinklane i ankel, kne og hofta målt med gradskive. Vinkelen i ankelleddet vart målt som vinkelen mellom leggen og horisontalen. Kneleddet som vinkelen mellom legg og lår, der full strekk er omlag 180 grader. Vinkelen i hofta vart målt ved at gradskiva, plassert på trochanter major, peika mot armhula og midten av kneet.

Det vart gjort eit kalibreringsopptak av EMG i statisk sittestilling utan drakt før den statiske testen. Etter å ha tatt på drakta igjen stod FP oppreist og pusta rolig i 3 minutt før han sette seg ned i den statiske stillinga og sat der til utmatting. FP fekk kontinuerlig tilbakemelding på sittestilling og sekundering når det hadde gått 1, 3 og 5 minutt. Etter dette vart det ikkje gitt opplysningar om tida, men berre sterk verbal oppmuntring.



Bilde 1. Oppsett av stativ, strikkar, oksygenanalysator og forsøksperson under den statiske testen.

Ved utmatting vart tid til utmatting (TTU) registrert og FP sette seg på ein stol i 6 minutt medan han framleis pusta gjennom munnstykket. Laktat vart målt 1, 2 og 3 minutt etter utmatting. Den høgste verdien vart nytta. Oksygenopptaksmålingar og hjartefrekvens vart registrert frå 3 minutt før til 6 minutt etter sjølv testene. EMG og vertikal kraft frå kraftplattform vart registrert over eit tidsrom på 5 sekund kvart halve minutt under heile testen.

4.4 Utstyr og målemetodar

4.4.1 Draktene

UD/kortbukse vil seie at FP gjennomførte testane berre iført buksersshorts.

NIKE vil seie at FP gjennomførte testane med Norges skøyteforbund si landslagsdrakt levert av Nike Inc.. Desse draktene veg omlag 0,4 kg og har gummiert (elastisk) materiale på overkroppen, over setet og til midten av låret (bilde 2).



Bilde 2. Nike drakta som vart nytta i studien. Det raude stoffet på overkroppen og til midten av låret er gummiert (elastisk) materiale.

KD vil seie at FP gjennomførte testane med ei drakt med elastisk materiale, konstruert for å gi muskulær avlastning. Etter å ha undersøkt mange ulike materiale fall valet på XX-hard (sølv) "Can-do" tubeband frå Medinor AS. Av dei undersøkte materiala var dette det elastiske materialet som gav mest motstand. I tillegg var det ein fordel at stoffet var ein ca 12 mm tjukk strikk. Dette gjorde jobben med å sy enklare, samt at ein forholdsvis enkelt kunne endre mengde elastisk materiale i drakta.

Draktene, som vov omlag 0,5-0,6 kg, vart sydd av Sportswear Innovation Norway (Spinno) på Furumo, Geithus, ut frå mål av FP som Spinno plar nytte for å få tilpassa trikotstørrelse. Draktene var spesielle ved at det på innsida av drakta vart sydd hemper/kanalar der ein kunne trekke strikken gjennom. Desse kanalane var lokalisert som bilde 3 viser. På framsida av leggen gjekk det eit uelastisk materiale som vart festa under hælen/skøyteskoen med ein lang borrelås, utan å gi moment rundt ankelleddet.



Bilde 3. Den konstruerte drakta er her tatt på vrang for å vise korleis strikkane er sydd inn i drakta. Det grøne stoffet er meint å gi friksjon mot huden. Stoffet på framsida av leggen er uelastisk og vert festa under hælen med ein lang borrelås.

4.4.2 Oksygenanalysator

For måling av oksygenopptak, ventilasjon (VE), pustefrekvens og RER³ vart Oxycon Pro (Jaeger, Germany) oksygenanalysator nytta. Volumet vart manuelt kalibrert med ei 3 liter pumpe. Oksygen- og karbondioksid- analysatorane vart kalibrert med luft frå rommet og med gass som inneheld 95% nitrogen og 5% karbondioksid. FP pusta gjennom ein trevegs ventil (Hans Rudolph Instruments, USA). Analysatoren analyserte lufta i eit miksekammer. Gjennomsnittsverdiar for kvart halve minutt vart registrert. Dette utstyret har vist seg å gi svært valide og reproduserbare målingar med ein variasjonskoeffisient for VO₂ på 1,2 % (Foss & Hallén, 2005).

4.4.3 Elektromyografi (EMG)

Ved hjelp av plastark vart det laga "kart" over høgre lår til forsøkspersonen. Her vart faste punkt (føflekkar etc.) og plassering av elektrodar markert. Eingangselektrodane av typen Ambu Blue sensor NF – 50 – K/W (Medicotest, Denmark) vart plassert på m. vastus lateralis, m. vastus medialis og m. rectus femoris. Elektrodane frå kvar muskel var kopla til MA-416-001 forsterkarar (Motion Lab Systems, USA) som var kopla til MA 300 koplingsboksen (Motion Lab Systems) forsøkspersonen bar på ryggen. Denne koplingsboksen hadde ei bandbreidde på 6-500 Hz og forsterkinga vart sett til 1 eller 2 (5,00 mV eller 2,50 mV) avhengig av styrken på signalet. Frå boksen gjekk det ein leidning inn til MA 300 "Desk Top Unit" (Motion Lab Systems, USA) og vidare til PC via PCI-DAS6402/16 A-D converter (Measurement Computing Corporation, USA). Data vart lagra i Qualisys Track Manager 1.8.224 (Qualisys, Sweden), med samplingsfrekvens på 1200 Hz.

4.4.4 Kraftplattform

Ei 120 x 60 cm stor kraftplattform som baserar seg på "strain-gauge-transducers"⁴ vart nytta både til spensttesten og under den statiske testen. Forsterkaren SGA6-4 (Advanced Mechanical Technologies Inc., USA) med måleområde på ±10V og samplingsfrekvens på 1050 Hz forsterka signala 4000 gonger. Data vart så overført til PC via PCI-DAS6402/16 A-D converter. Vidare behandling av data vart gjort i Qualisys Track Manager (statisk test) og MatLab 7.1 (MathWorks Inc., USA) (spensttest).

³ RER = respiratory exchange ratio. Forholdet mellom VCO₂ og VO₂

⁴ Målar kraft ut frå motstanden i ein elektrisk krets som er sensitiv for strekk

4.4.5 Laktat

Heilblod frå fingertupp vart samla i kappilærrøyr og analysert med 1500 SPORT (Yellow Spring Instruments, USA) laktatanalysator, etter at fingertupp vart punktert med automatisk lansett. Analysatoren vart kalibrert med ei 5.0 mmol·l⁻¹ standard løysing. Produsenten gir opp 0,1 mmol·l⁻¹ eller 2 % måleusikkerheit for apparatet.

4.5 Analysemetodar

4.5.1 Kraftestimat av elastiske materialet

Lengdeendringa (sjå kapittel 3.2) frå oppreist til statisk stilling dannar grunnlag for estimering av kreftene i det elastiske materialet. Lengdeendringa var 16,1 % (1,2 %) [gjennomsnitt (SD)], og utgjorde 28,8 (2,7) cm [gjennomsnitt (SD)]. Den konstruerte drakta var festa under hælen og hadde uelastisk/"dødt" materiale på framsida av leggen. Ein føresetnad for kraftestimatet i den konstruerte drakta var derfor at all lengdeendringa skjedde i det elastiske materialet, og at krafta var likt fordelt i materialet. Det vart gjort "stress-strain"⁵ målingar av det elastiske materialet, samt målt kor lang strikk som vart nytta i kvar av draktene. Ut frå lengdeendringa til kvar forsøksperson, mengde elastisk materiale i kvar drakt og "stress-stain" målingane av materialet vart det estimert at total motstand i den konstruerte drakta var 122 (9) N [gjennomsnitt (SD)] i den statiske stillinga. Ein bør vere merksam på at det ikkje vart tatt høgde for at det nok var noko strekk i materialet sjølv i oppreist stilling, og at estimatet derfor truleg er litt lågt.

I etterkant av testinga vart det gjort tilleggs målingar på den Nike-drakta som 4 av dei 5 forsøkspersonane nytta under testinga. Fyrst vart lengda av det elastiske materialet i drakta målt på FP 4 i den statiske stillinga, før det vart gjort "stress-strain" målingar på drakta. Det vart estimert at krafta i drakta var på omlag 98 N i den statiske stillinga for FP 4. I dette estimatet vart det tatt høgde for at det var eit strekk i materialet i oppreist stilling.

4.5.2 Spenst

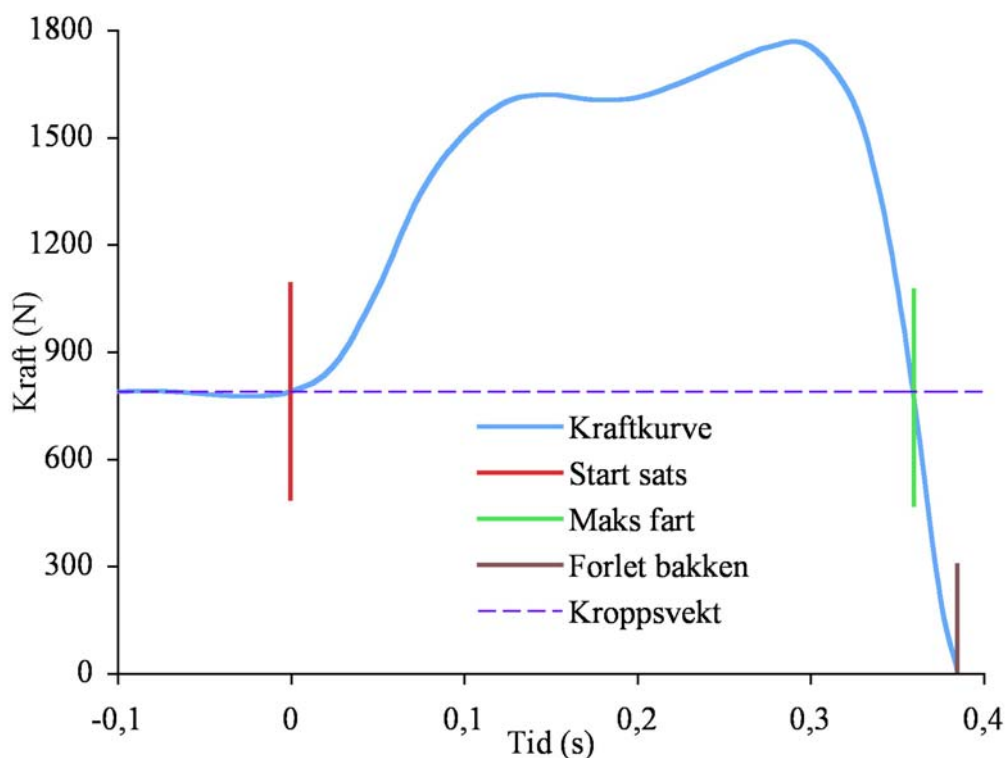
Hopp høgda kan bereknast ut frå prinsippet om fritt fall dersom ein veit utgangsfarten, v , til forsøkspersonen. Utgangsfarten er den farten FP har i det han forlét bakken, og er eit

⁵ Sjå kapittel 2.3

resultat av endra rørslemengde. Rørslemengde ($\text{masse} \cdot \text{fart} = \text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) er det same som kraftimpuls ($\text{kraft} \cdot \text{tid} = \text{N} \cdot \text{s} = \text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$). Vi kan dermed rekne ut utgangsfarten ut frå kraftkurva, ved å ta integralet av krafta minus integralet av kroppsvekta frå starten av satsen til FP forlét bakken. Figur 2 viser korleis ei kraftkurve i eit spensthopp ser ut. Forsøkspersonane hadde litt ulik grad av topukla kraftkurver.

For å rekne ut hoppøgde, maksimal kraft og satstid vart det nytta eit MatLab-program. Programmet filtrerer data med tovegs Butterworth lavpass-filter (120Hz) og reknar om spenning til Newton ved hjelp av omrekningsfaktoren for kraftplattforma (290,698 Newton pr Volt) oppgitt av produsent. Vidare registrerar programmet når krafta overstig kroppsvekta og markerar dette som starten av satsen (raud strek), samt markerar når krafta igjen vert mindre enn kroppsvekta (grøn strek) og når krafta går mot null (brun strek). Ved den grønne streken er farten til FP størst, og ved den brune forlét FP bakken.

Toppunktet på kurva er der krafta var størst i spensthoppet (makskraft). I resultatkapittelet er makskrafta oppgitt i % av kroppsvekt (BW) etter at talet programmet gir opp som maksimal kraft vart normalisert for kroppsvekt.



Figur 2. Kraftkurva for det høgste hoppet til FP 1 med KD. Sentrale tidspunkt er markert.

Programmet registrerer starten av satsen litt etter at krafta går over kroppsvekta, og slutten av satsen litt før krafta når null. Dette for at programmet ikkje skal bli oversensitivt. Satstida vart i programmet berekna som tida mellom desse to tidspunkta (raud og brun strek). Det viste seg derimot at terskelverdien for starten av satsen var for låg. På enkelte hopp var krafta rett over kroppsvekt for ein lengre periode før krafta steig kraftig som i ein normal sats. Programmet registrerte derfor satsen for tidleg og ein fekk oppgitt ei veldig lang satstid. For å unngå dette problemet vart det gått inn visuelt og satt starttidspunktet til der krafta var 6 % over kroppsvekt for alle hoppa. I resultatkapittelet er det tida frå dette punktet og til den brune streken som er oppgitt som satstid.

4.5.3 Statisk test

Av oksygenopptaksmålingane vart det nytta både akkumulerte verdiar dei fyrste 5 minutta av testen og peak-verdiar. Ein peak-verdi var det høgste gjennomsnittet av 2 påfølgjande målingar under heile testen (frå 3 minutt før til 6 minutt etter testen).

Å stå heilt stille i ein gitt posisjon krev svært nøyaktig koordinering av musklar og muskelfibrar. Sjølv om forsøkspersonen prøver å stå heilt stille vil det alltid vere litt ufrivillige justeringar. Vertikal kraft vil fange opp desse justeringane, som vil svinge rundt kroppsvekt og som i denne oppgåva er kalla "heilkroppsvisrasjon" eller "skjelvingar". Når ein normaliserer ved at kroppsvekta vert sett til null viser amplituden på dataa kor kraftige desse skjelvingane til ei kvar tid er. Ved å rektifisere signalet og ta gjennomsnitt av eit tidsintervall får ein eit uttrykk som kan samanliknast med andre tidspunkt, drakter osb.

MatLab 7.1 (MathWorks Inc., USA) vart nytta til å analysere dei eksporterte tekstfilene frå Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden) av EMG- og vertikal kraft- data (Vedlegg 2). Fyrst vart nullpunktet justert slik at integralet av både EMG- og vertikal kraft- data vart null. For kraftdataa betyr dette at kroppsvekta vert sett lik null. Så vart EMG data filtrert med tovegs Butterworth bandpassfilter (10-500 Hz), før det vart tatt AVR (Average Value Rectified) av både EMG og vertikal kraft for heile måleperioden på 5 sekund. Det vart vidare tatt eit glidande gjennomsnitt av 3 målingar. EMG vart og gjort om til prosent av kalibreringsopptaket rett før den statiske testen, og vertikal kraft

vart rekna om til Newton ved hjelp av omrekningsfaktoren til kraftplattforma (290,698). Tre tidspunkt (1,5 minutt – 4,5 minutt – utmatting) vart valt for lettare å samanlikne draktene. 1,5 minutt vart valt fordi det visuelt såg ut til å vere der EMG aktiviteten var på det lågaste og 4,5 minutt fordi det var siste tidspunkt alle FP hadde felles når ein brukte glidande gjennomsnitt av 3 målingar.

4.5.4 Rulleskøytetest

Dei ventilatoriske verdiane som vart nytta var gjennomsnittet av dei 3 siste målingane for kvar enkelt belastning/drag. Ved å ta differansen mellom ei belastning og ei annan belastning vart og endringane frå belastning til belastning sjekka mellom draktene.

Hjartefrekvensverdiar vart eksportert frå Polar ProTrainer 5 (Polar, Finland), som hadde registrert verdiar kvart 5. sekund. Verdien som vart nytta for kvar belastning var gjennomsnittsverdien frå 3,5 til 4,5 minutt ut i draget (n=12). For FP 1 og FP 2 vart ikkje HF verdiane lagra med UD, men verdien som FP leste av klokka etter kvart drag vart notert. Ei samanlikning (n=11) mellom dei noterte verdiane og gjennomsnittsverdien som klokka gav mellom 3,5 og 4,5 minutt ut i draget, viste at dei noterte verdiane var 2,8 (1,7) [gjennomsnitt (SD)] slag høgare. For FP 1 og FP 2 vart derfor den noterte verdien minus 3 slag nytta for HF på testdagen med UD.

Skyvfrekvensen vart analysert ved hjelp av iMovie 5.0.2 (Apple Computer Inc., USA). Det vart nytta 10-12 syklusar (20-24 skyv) markert ved fyrste bilete høgreskøyta ikkje lenger var i kontakt med underlaget. Tida vart målt som talet på bilete gonger 0,04 (25 bilete pr sekund).

Ved å markere midten av kneet, laterale malleol og trochanter major i analyseprogrammet V1 Home 2.0 (Interactive Frontiers Inc., USA) vart knevinkelen målt på høgre beinet i det vestre beinet forlèt underlaget. Gjennomsnittsverdien av 5-7 skyv vart brukt for kvart opptak/belastning. Det vart undersøkt om det var forskjell mellom belastningane og mellom draktene. Mellom draktene vart det undersøkt både på kvar belastning og som gjennomsnitt av alle tre belastningane.

Ettersom EMG data for den statiske testen ikkje gav klare svar, samt at ein del EMG data under rulleskøytetesten gjekk tapt på grunn av manglar ved måleutstyret/metoden vart ikkje EMG data frå rulleskøytetesten analysert.

Kalibreringsdraga på dei ulike testdagane vart nytta for å rekne ut variasjonskoeffisient (CV) for dei ulike testvariablane. Det vart rekna ut standardavvik mellom verdiane frå dei 3 testdagane for kvar forsøksperson, og tatt eit gjennomsnitt av desse standardavvika. CV vart rekna som gjennomsnittet av alle målingane (alle FP alle dagane, $n=14$) delt på gjennomsnittleg standardavvik.

4.5.5 Statistikk

Microsoft Excel vart nytta til å behandling av data og statistisk berekning. Para t-test vart nytta både for å sjå på forskjellar mellom draktene og for å sjå om det var forskjellar mellom belastningar. T-testane vart gjort tosidig, med signifikansnivået satt til $\alpha = 0,05$. Verdiane er oppgitt som gjennomsnitt med standard feil [gjennomsnitt (SE)], der ikkje anna er oppgitt.

5.0 Resultat

Figurane viser data for 4 forsøkspersonar (FP 3 gjennomførte ikkje testane med NIKE pga. sjukdom), medan tabellane inneheld alle tilgjengelige data for kvar av draktene.

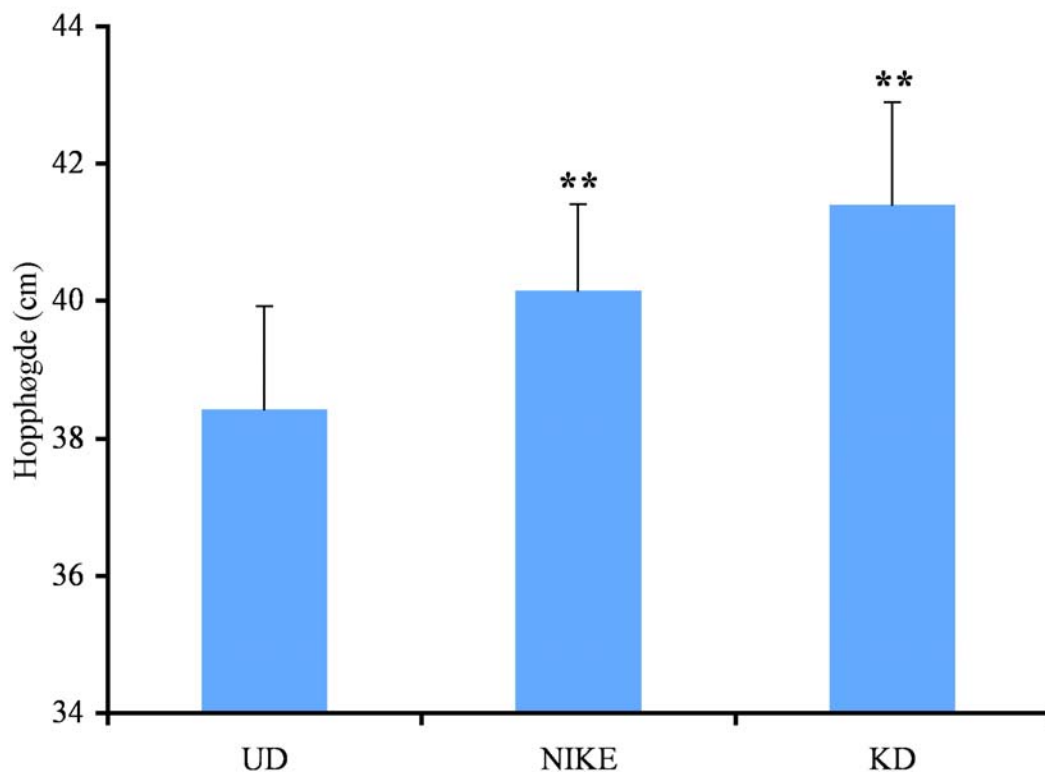
5.1 Spensttest

Forsøkspersonane hoppa 39,8 (1,8) cm i sitt beste hopp med UD. Den maksimale vertikale krafta tilsvarte i dette hoppet 217 % (6 %) av kroppsvekt, og satstida var 0,38 (0,02) sekund. Gjennomsnittet av dei 3 høgste hoppa gav omlag dei same resultatata som det høgste hoppet (tabell 3).

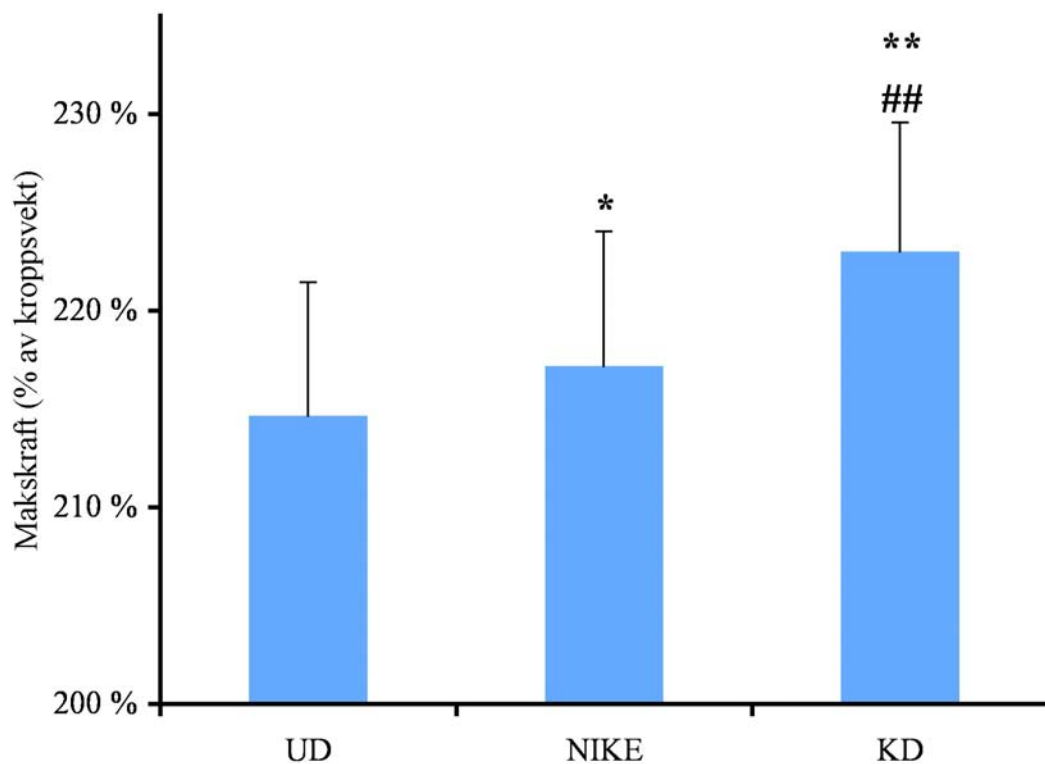
KD gav 7,0 % (1,1 %) høgare hoppøgde ($p < 0,01$; $n=5$), samt 3,1% (0,9 %) større maksimal vertikal kraft ($p < 0,05$; $n=5$) samanlikna med UD. NIKE gav 4,6 % (0,8 %) høgare hoppøgde ($p < 0,01$; $n=4$) og 1,2 % (0,2 %) større maksimal kraft ($p < 0,05$; $n=4$) enn med UD. Maksimalkrafta med KD var signifikant ($p < 0,01$; $n=4$) 2,7 % (0,4 %) høgare enn med NIKE, medan det var ein tendens til at hoppøgde var 3,1 % (1,1 %) høgare ($p < 0,08$; $n=4$). Satstid var ikkje signifikant ulik mellom draktene (figur 3-5).

Tabell 3. Hoppøgde, maksimalkraft og satstid for det høgste og gjennomsnittet av dei 3 høgste hoppa med dei ulike draktene. Verdiane er gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i dei tre kolonnene til høgre.

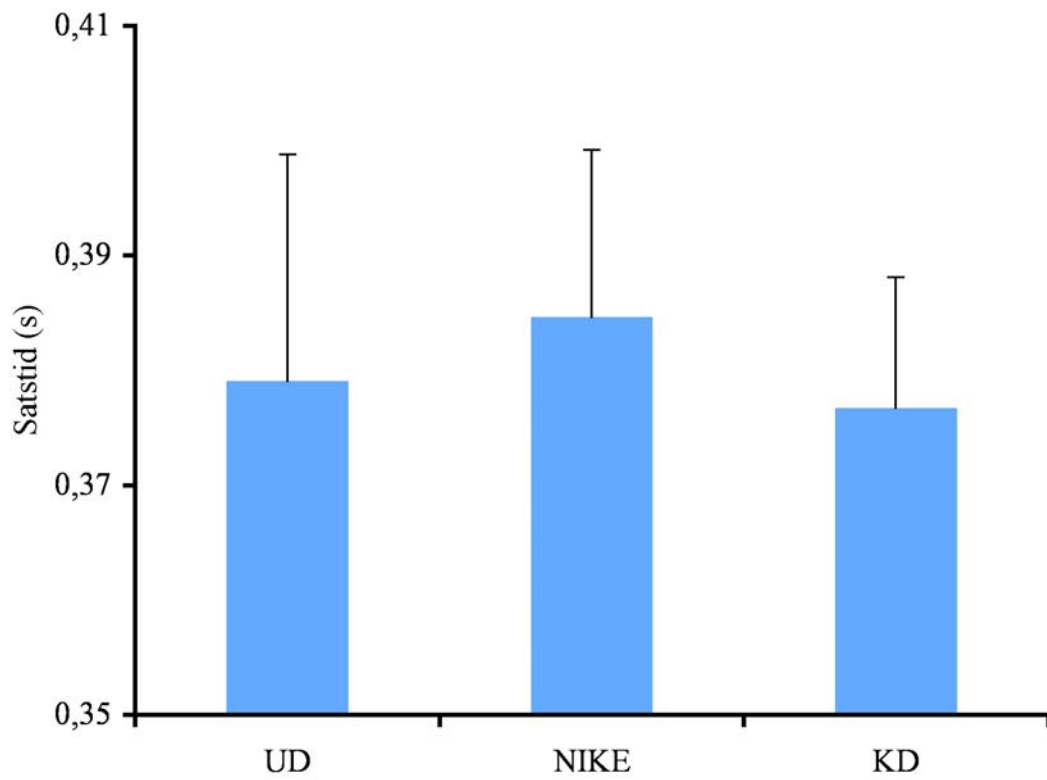
	UD (n=5)	KD (n=5)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=5)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=4)
Maks hoppøgde (cm)	39,8 (1,8)	42,5 (1,6)	40,2 (1,3)	0,00	0,01	0,08
Hoppøgde gj.snitt 3 hopp (cm)	39,4 (1,9)	42,0 (1,5)	39,6 (1,2)	0,00	0,03	0,03
Maks kraft (% av kroppsvekt)	217 (6)	224 (5)	217 (7)	0,03	0,02	0,00
Maks kraft gj.snitt 3 hopp (% k.v.)	215 (5)	224 (5)	219 (6)	0,05	0,03	0,00
Satstid makshopp (s)	0,38 (0,02)	0,38 (0,01)	0,38 (0,01)	0,85	0,59	0,65
Satstid gj.snitt 3 hopp (s)	0,39 (0,01)	0,37 (0,01)	0,39 (0,01)	0,30	0,93	0,13



Figur 3. Maksimal hopphøgde med dei ulike draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil (n=4).
** $p < 0,01$ mot UD.



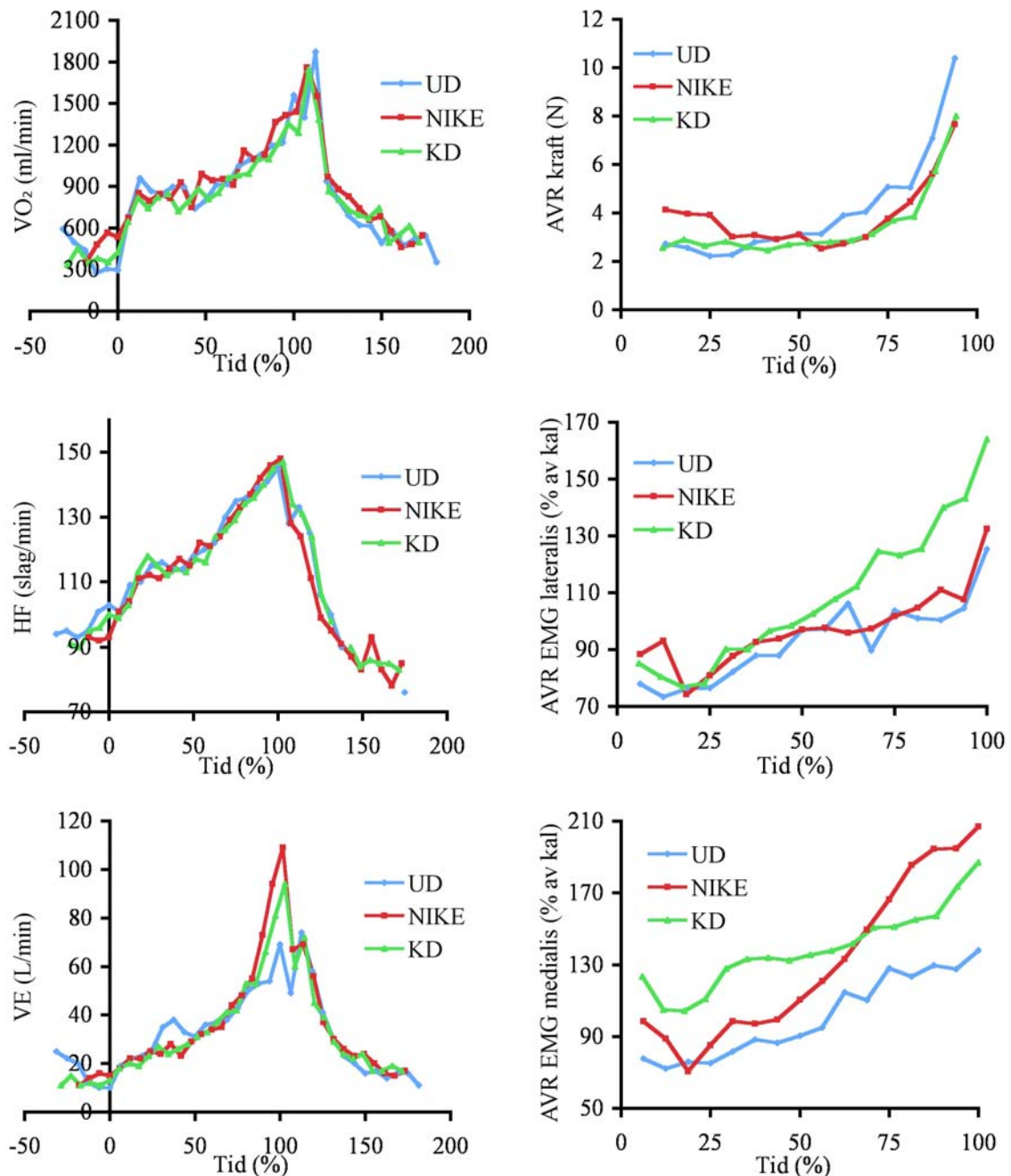
Figur 4. Maksimal vertikal kraft i det høgste hoppet med dei ulike draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil (n=4).
* $p < 0,05$ mot UD; ** $p < 0,01$ mot UD; ## $p < 0,01$ mot NIKE.



Figur 5. Gjennomsnittlig satsid i det høgste hoppet med dei ulike draktene. Søylene er gruppegjennomsnitt med standard feil ($n=4$).

5.2 Statisk test

Sittestillinga til forsøkspersonane under dei statiske testane var 60 (2) grader [gjennomsnitt (SD)] i ankelleddet, 93 (5) grader [gjennomsnitt (SD)] i kneleddet og 55 (7) grader [gjennomsnitt (SD)] i hoftleddet. Hjartefrekvensen, oksygenopptaket, ventilasjonen, muskelaktiviteten (EMG) og ufrivillig skjelvingar (AVR kraft) auka utover i testen, spesielt inn mot utmatting (figur 6, døme FP 1).



Figur 6. Utvikling av testvariablane for FP 1 under den statiske testen. Tidsaksen er normalisert slik at <0 % er før testen og >100 % er etter utmatting. Til venstre: Oksygenopptak, hjartefrekvens og ventilasjon. Til høgre: Ufrivillig vertikal heilkroppsvibrasjon/skjelving (AVR kraft) og relativ aktivering av m. vastus lateralis og m. vastus medialis. EMG er normalisert ut frå kalibreringsopptaket før testen.

5.2.1 Tid til utmatting og ufrivillig heilkroppsvibrasjon/skjelving

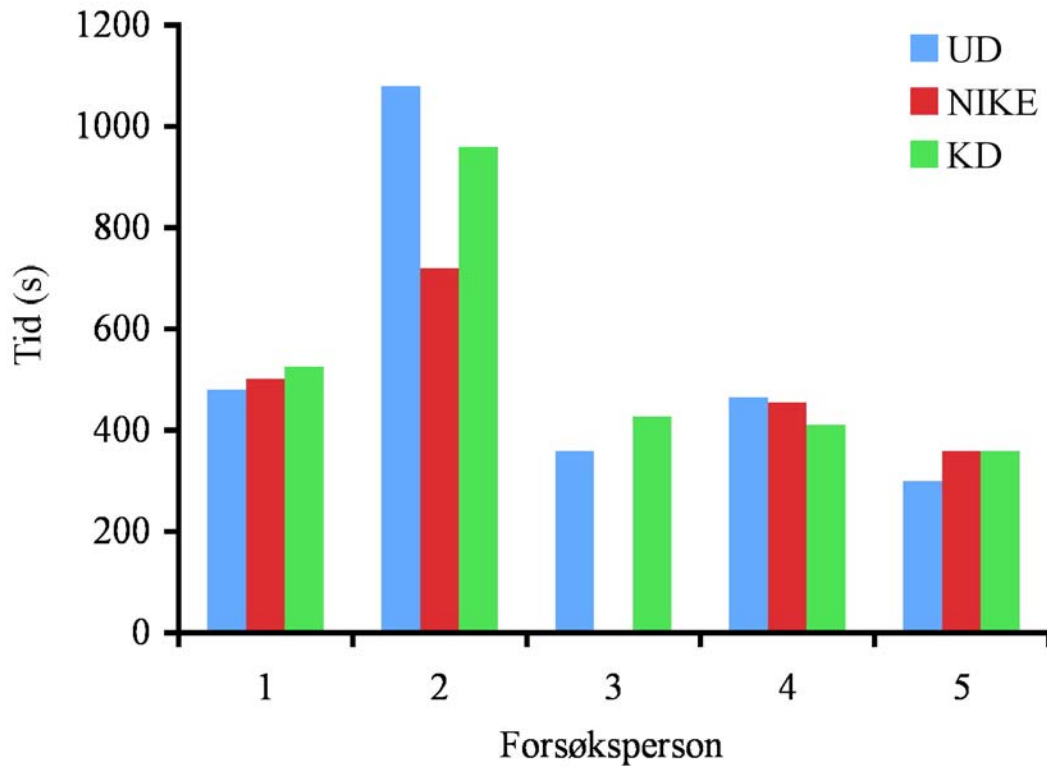
I gjennomsnitt stod forsøkspersonane 537 sekund både med UD og med KD, med standardavvik på høvesvis 313 og 244 sekund (n=5). Med NIKE stod forsøkspersonane 509 (152) sekund (n=4) (tabell 4 og figur 7). Det vart ikkje funne forskjell i tid til utmatting mellom draktene.

FP 4 vart stoppa av forsøksleiar med KD ettersom han ikkje klarte å halde posisjonen. Det var tydeleg for fleire forsøkspersonar at dette var enklare med UD, då ein med UD kunne kjenne om strikken var borti leggen eller ikkje.

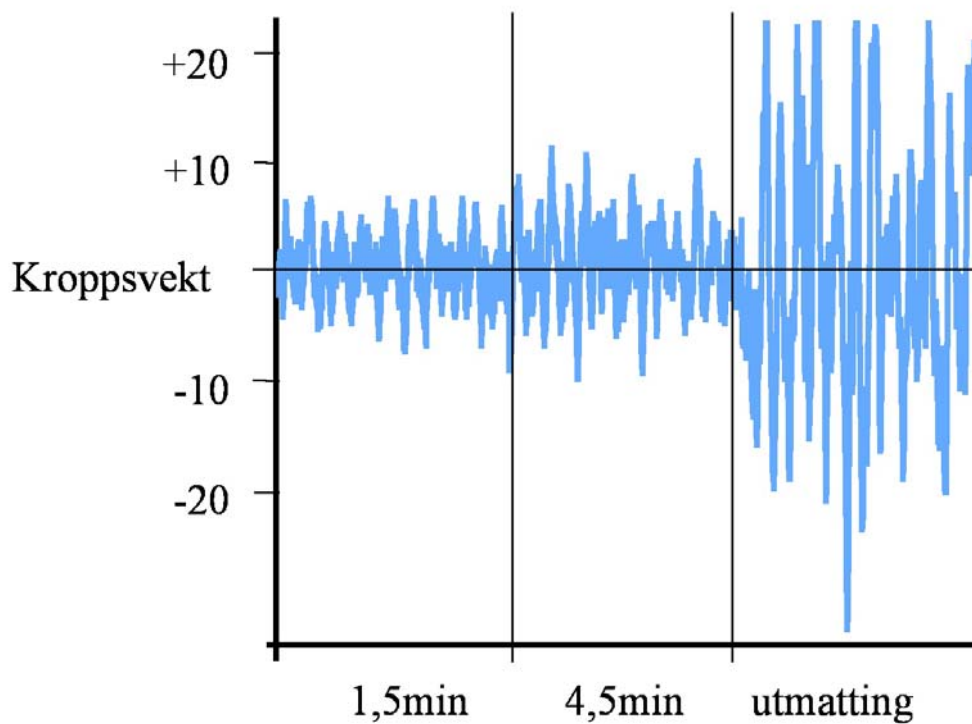
Figur 8 viser eksempel på rådata frå kraftplattforma ved 3 ulike tidspunkt under den statiske testen for FP 1. Det var tydeleg at alle FP stod meir uroleg utover i testen og at auken var størst inn mot utmatting (tabell 4, figur 6, 8 og 9). Alle FP såg ut til å ha mindre utslag på AVR kraft med KD enn med UD (individuelle kurver i vedlegg 3). 4 av 5 FP stod rolegare med KD enn med UD etter 4,5 minutt ($p < 0,13$) og ved utmatting ($p < 0,075$). Ved utmatting stod og 4 av 4 ($p < 0,06$) rolegare med NIKE enn med UD (figur 9).

Tabell 4. Tid til utmatting, ventilatoriske variablar, laktat og ubevisst vertikal heilkroppsvibrasjon (AVR vertikal kraft) for dei ulike draktene i den statiske testen. Verdiane er gruppegjennomsnitt med standard feil. I tillegg viser tabellen p-verdi mellom draktene i kolonnene til høgre.

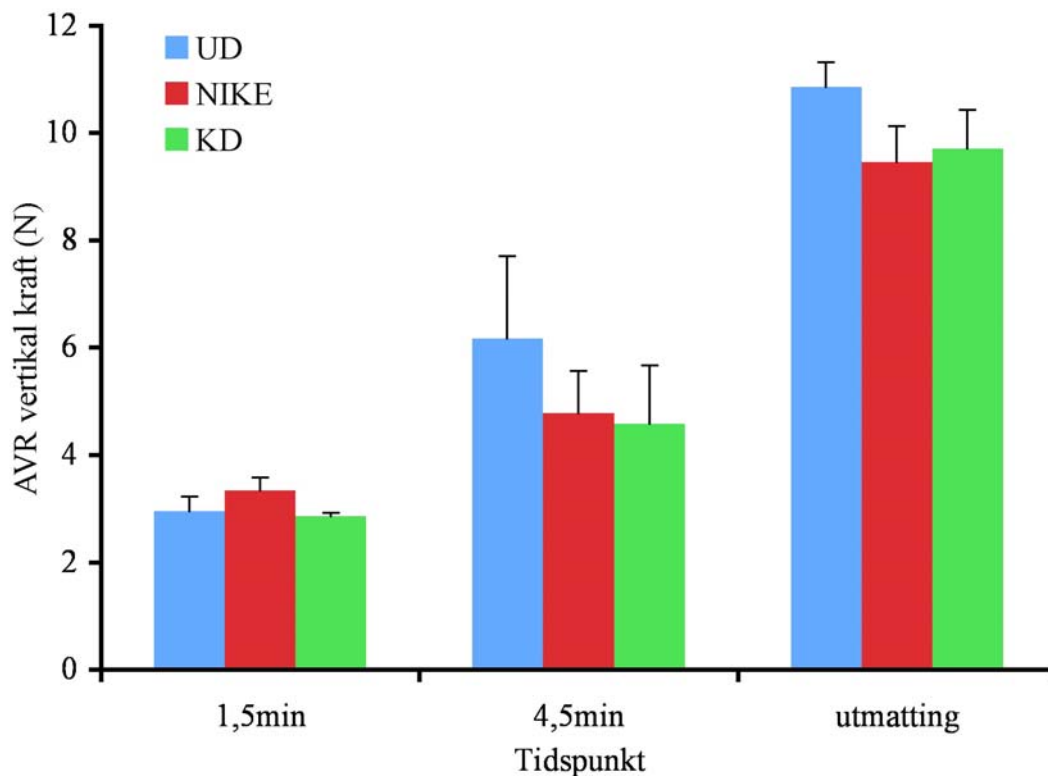
	UD (n=5)	KD (n=5)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=5)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=4)
Tid til utmatting (s)	537 (140)	537 (109)	509 (76)	0,99	0,51	0,45
Akkumulert VO ₂ fyrste 5 min (ml)	4350 (224)	4006 (222)	4172 (211)	0,00	0,44	0,12
VO _{2peak} (ml·min ⁻¹)	1543 (42)	1408 (61)	1489 (68)	0,10	0,11	0,30
Akkumulert VE fyrste 5 min (l)	166 (17)	151 (17)	149 (7)	0,33	0,83	0,34
Peak VE (l·min ⁻¹)	77 (7)	76 (5)	77 (10)	0,94	0,87	0,92
Laktat (Mmol/l)	5,7 (1,1)	5,1 (1,1)	5,2 (0,8)	0,43	0,80	0,72
AVR vertikal kraft etter 1,5 min (N)	3,1 (0,2)	2,8 (0,1)	3,3 (0,3)	0,42	0,53	0,14
AVR vertikal kraft etter 4,5 min (N)	5,8 (1,3)	4,6 (0,8)	4,8 (0,9)	0,13	0,19	0,71
AVR vertikal kraft ved utmatting (N)	10,3 (0,7)	9,0 (0,9)	9,5 (0,7)	0,07	0,05	0,62



Figur 7. Tid til utmatting for kvar enkelt forsøksperson med dei ulike draktene. FP 3 gjennomførte ikkje testen med NIKE.



Figur 8. Rådata frå kraftplattforma under statisk test av FP 1 med UD. Heile opptaket på 5 sekund er vist for kvart av dei tre tidspunkta. Y-aksen viser avvik frå kroppsvekt målt i Newton.

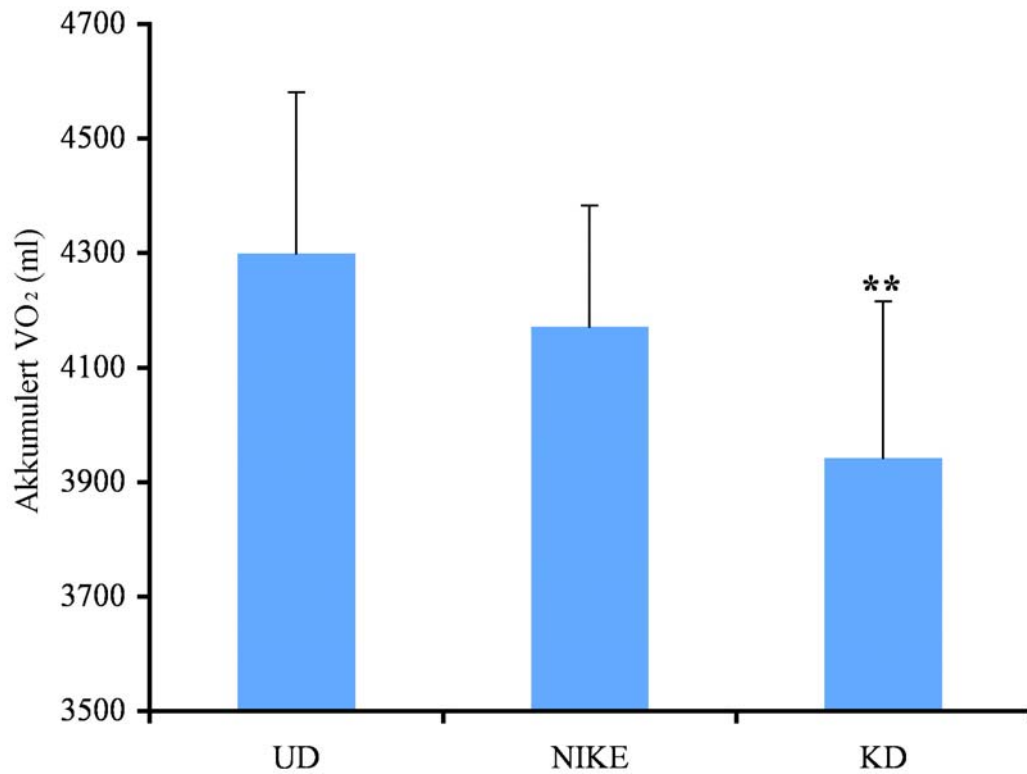


Figur 9. Ufrivillig heilkroppsvibrasjon/skjelving (AVR vertikal kraft) med dei ulike draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil ($n=4$) ved 3 ulike tidspunkt, der kvar verdi er eit glidande gjennomsnitt av 3 målingar.

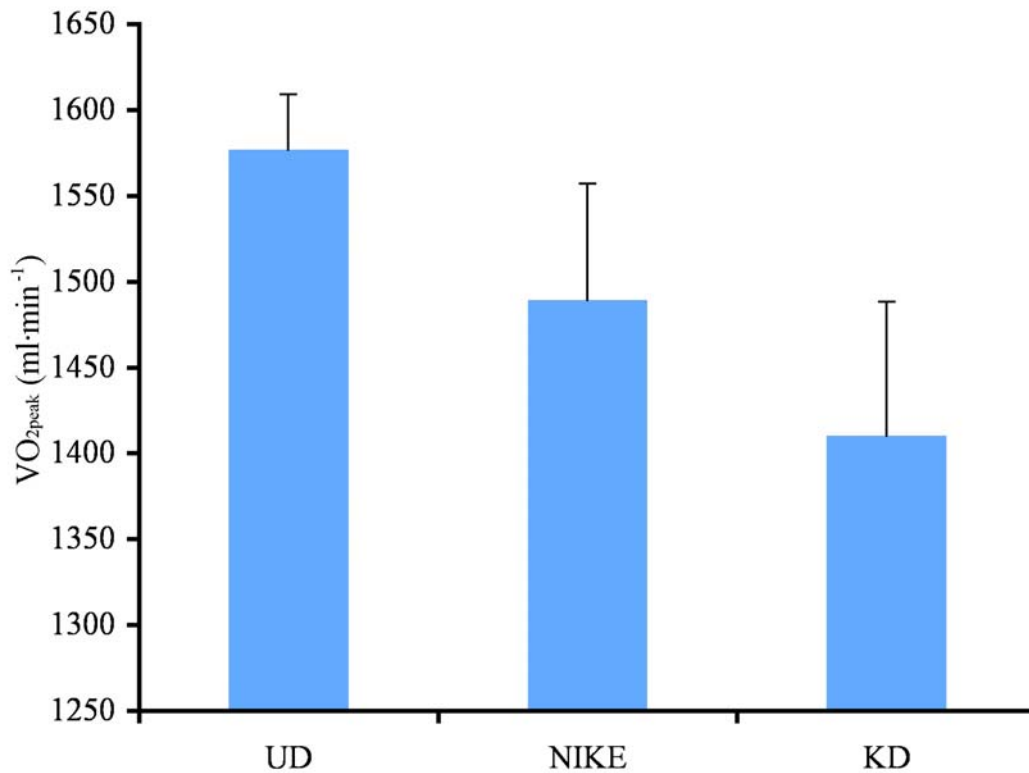
5.2.2 Ventilatoriske variablar, laktat og hjartefrekvens

Det akkumulerte oksygenopptaket over dei fyrste 5 minutta av den statiske testen var 8,0 % (1,0 %) lågare med KD enn med UD ($p<0,001$; $n=5$). Mellom UD og NIKE var det ingen forskjell, medan det var 3 av 4 ($p<0,12$) som hadde klart mindre akkumulert oksygenopptak med KD enn med NIKE (tabell 4, figur 10 og vedlegg 3).

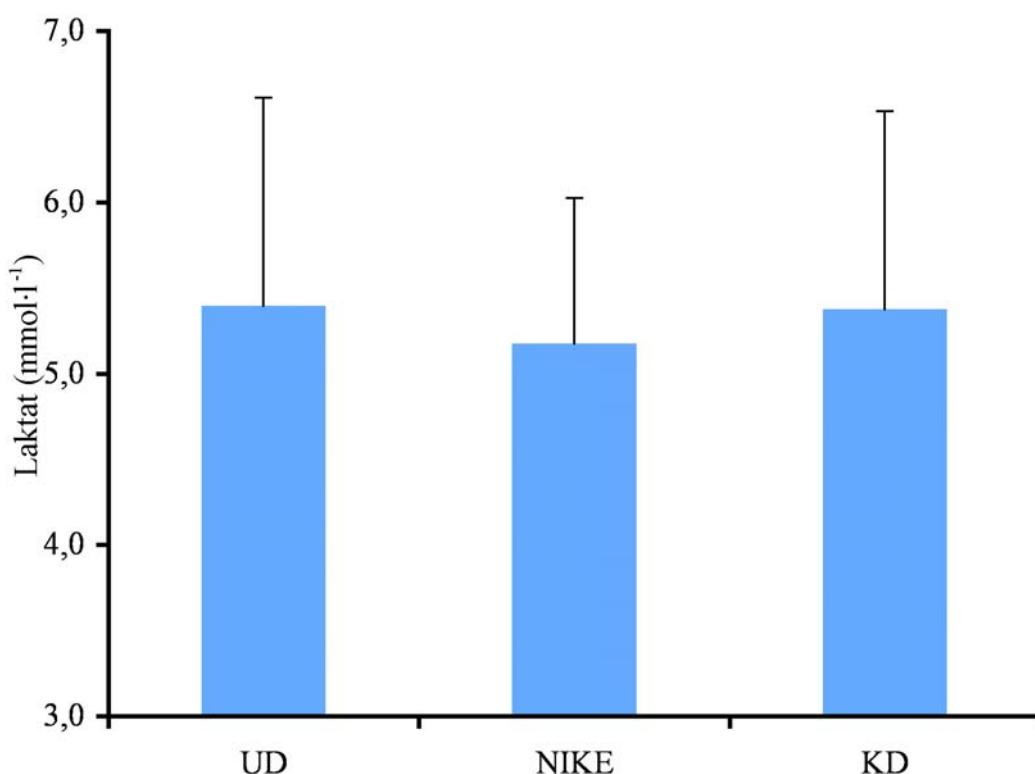
Det var og ein liten tendens til at $VO_{2\text{ peak}}$ var lågare for NIKE ($p<0,11$) og KD ($p<0,10$) samanlikna med UD (figur 11). For dei andre ventilatoriske variablane, HF og laktat etter fullført test vart det ikkje funne forskjellar (tabell 4 og figur 12). Fire av fem forsøkspersonar hadde liknande stigning i HF som i figur 6, medan ein for FP 3 nesten ikkje såg nokon endring i HF (vedlegg 3).



Figur 10. Akkumulert oksygenopptak dei fyrste 5 minutta av den statiske testen for kvar av draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil ($n=4$). ** $p < 0,01$ mot UD.



Figur 11. Det høgaste oksygenopptaket (gjennomsnitt av 2 påfølgjande målingar) under den statiske testen for kvar av draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil ($n=4$).



Figur 12. Laktatkonsentrasjon i blod etter utmatting i den statiske testen med dei ulike draktene. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil (n=4).

5.2.3 Muskelaktivering – EMG

EMG av m. vastus lateralis, m. vastus medialis og m. rectus femoris viste at aktiveringa av muskulaturen auka for alle FP utover i den statiske testen (figur 6). For lateralis og medialis var aktiveringa ved utmatting høvesvis omlag 138 % og omlag 163 % av kalibreringsopptaket (tabell 5a og 5b), medan ein såg den største auken i aktivering for m. rectus femoris, som ved utmatting var omlag 375 % av kalibreringsopptaket (tabell 5c).

På grunn av få FP, manglande data på enkelte testar, usikkerheit ved kalibrering og usikker påverknad av drakta utanpå elektrodane, er det vanskeleg å seie noko om forskjellar mellom draktene både for grad av aktivering og median frekvens.

Talmaterialet for 3 tidspunkt av testen i tabell 5a (m. vastus lateralis), 5b (m. vastus medialis) og 5c (m. rectus femoris). Verdiane er glatta gjennomsnitt av 3 påfølgjande opptak.

Tabell 5a. Relativ aktivering (Relativ akt.), endring i aktivering (Delta akt.), median frekvens og endring av medianfrekvens (Delta med.fq) for m. vastus lateralis under den statiske testen. Verdiane er normalisert mot kalibreringsdraget og viser gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i kolonnene til høyre. NB! NIKE og KD har berre 3 felles FP.

	UD (n=5)	KD (n=4)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=4)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=3)
Relativ akt. lateralis 1,5 min (%)	86 (4)	84 (2)	85 (3)	0,21	0,66	
Relativ akt. lateralis 4,5 min (%)	107 (5)	102 (4)	101 (5)	0,12	0,80	
Relativ akt. lateralis utm. (%)	132 (14)	134 (9)	147 (30)	0,94	0,24	
Delta akt. lateralis 1,5-4,5 min (%)	20 (2)	17 (4)	16 (2)	0,12	0,55	
Delta akt. lateralis 1,5min - utm. (%)	45 (14)	50 (11)	62 (27)	0,84	0,27	
Median frekvens lateralis 1,5 min (Hz)	80 (2)	81 (2)	80 (2)	0,69	0,72	
Median frekvens lateralis 4,5 min (Hz)	80 (3)	81 (1)	79 (3)	0,47	1,00	
Median frekvens lateralis utm. (Hz)	80 (4)	83 (2)	79 (5)	0,23	0,98	
Delta med.fq lateralis 1,5-4,5 min (Hz)	-1 (1)	0 (2)	-2 (2)	0,08	0,13	3 av 3
Delta med.fq lateralis 1,5min - utm. (Hz)	-1 (2)	2 (4)	-1 (3)	0,08	0,35	3 av 3

Tabell 5b. Relativ aktivering (Relativ akt.), endring i aktivering (Delta akt.), median frekvens og endring av medianfrekvens (Delta med.fq) for m. vastus medialis under den statiske testen. Verdiane er normalisert mot kalibreringsdraget og viser gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i kolonnene til høyre. NB! NIKE og KD har berre 3 felles FP.

	UD (n=5)	KD (n=4)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=4)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=3)
Relativ akt. medialis 1,5 min (%)	85 (6)	88 (9)	87 (4)	0,99	0,01	
Relativ akt. medialis 4,5 min (%)	105 (4)	105 (15)	117 (7)	0,91	0,06	
Relativ akt. medialis utm. (%)	139 (15)	149 (22)	199 (40)	0,80	0,10	3 av 3
Delta akt. medialis 1,5-4,5 min (%)	20 (3)	17 (6)	29 (6)	0,39	0,32	3 av 3
Delta akt. medialis 1,5min - utm. (%)	55 (16)	61 (19)	112 (40)	0,59	0,14	3 av 3
Median frekvens medialis 1,5 min (Hz)	84 (5)	84 (6)	82 (7)	0,77	0,85	
Median frekvens medialis 4,5 min (Hz)	84 (5)	84 (6)	82 (7)	0,39	0,67	
Median frekvens medialis utm. (Hz)	86 (3)	88 (4)	84 (6)	0,37	0,67	
Delta med.fq medialis 1,5-4,5 min (Hz)	1 (1)	0 (1)	0 (1)	0,33	0,26	
Delta med.fq medialis 1,5min - utm. (Hz)	2 (2)	4 (3)	2 (3)	0,16	0,43	

Tabell 5c. Relativ aktivering (Relativ akt.), endring i aktivering (Delta akt.), median frekvens og endring av medianfrekvens (Delta med.fq) for m. rectus femoris under den statiske testen. Verdiane er normalisert mot kalibreringsdraget og viser gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i kolonnene til høyre. NB! NIKE og KD har berre 2 felles FP. NIKE og UD har berre 3 felles FP.

	UD (n=5)	KD (n=4)	NIKE (n=3)	UD vs KD (n=4)	UD vs NIKE (n=3)	KD vs NIKE (n=2)
Relativ akt. rectus 1,5 min (%)	122 (35)	120 (12)	99 (33)	0,77		
Relativ akt. rectus 4,5 min (%)	152 (20)	193 (23)	212 (56)	0,20		2 av 2
Relativ akt. rectus utm. (%)	317 (89)	352 (52)	460 (184)	0,98	3 av 3	
Delta akt. rectus 1,5-4,5 min (%)	30 (30)	74 (20)	113 (34)	0,11	3 av 3	2 av 2
Delta akt. rectus 1,5min - utm. (%)	195 (95)	232 (59)	361 (195)	0,94	3 av 3	
Median frekvens rectus 1,5 min (Hz)	87 (4)	84 (3)	97 (11)	0,77	3 av 3	2 av 2
Median frekvens rectus 4,5 min (Hz)	85 (3)	86 (4)	104 (9)	0,43	3 av 3	2 av 2
Median frekvens rectus utm. (Hz)	93 (3)	93 (5)	103 (11)	0,88	3 av 3	
Delta med.fq rectus 1,5-4,5 min (Hz)	-2 (4)	2 (3)	7 (5)	0,39		
Delta med.fq rectus 1,5min - utm. (Hz)	6 (2)	9 (4)	6 (5)	0,42		

5.3 Rulleskøytetest

Kalibreringsdraga på rulleskøyter vart gjennomført på same individuelle belastning og utan drakt på alle dei 3 testdagane. Måleverdiane under desse draga vart derfor nytta til å rekne ut variasjonskoeffisientar for dei ulike variablane.

5.3.1 Ventilatoriske variablar

Alle variablane auka ved aukande belastning. Variasjonskoeffisientane for oksygenopptaket, ventilasjonen, RER og pustefrekvens var høvesvis 2,0%, 3,6%, 3,0% og 5,5%.

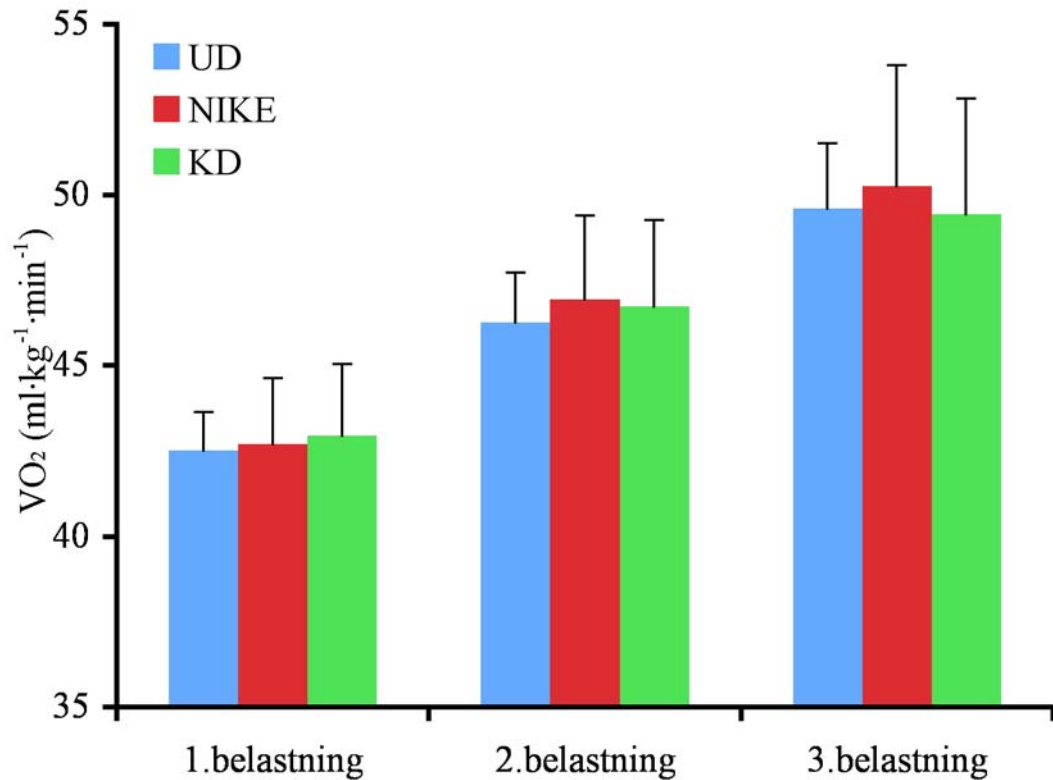
Tre av tre forsøkspersonar hadde lågare oksygenopptak med KD enn med NIKE på 3.belastning, men utover dette var det ingen forskjellar i oksygenopptak mellom draktene på dei ulike belastningane (tabell 6 og figur 13).

Det var ein tendens til at ventilasjonen var ulik for KD og NIKE samanlikna med UD (figur 14, tabell 6). Dette som følgje av at ventilasjonen med UD var lågare på 1.belastning enn under kalibreringsdraget ($p < 0,02$; $n=5$).

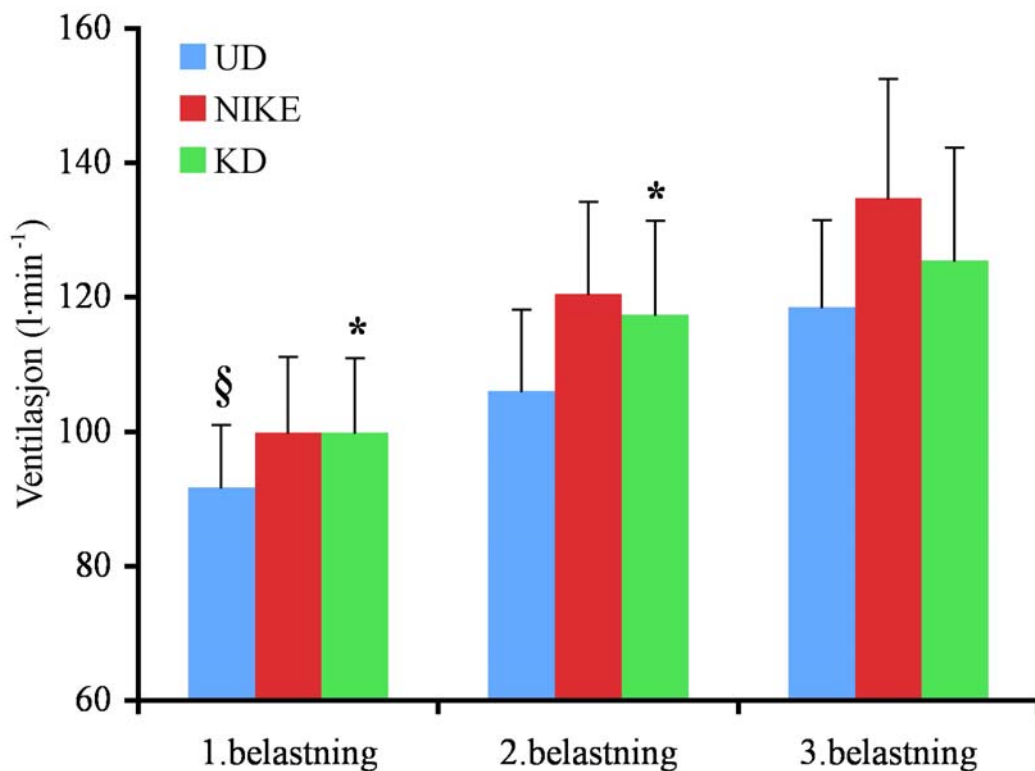
Tabell 6. Oksygenopptak (VO_2), ventilasjon (VE), laktat og hjartefrekvens (HF) under rulleskøytetesten. Verdiane er gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i kolonnene til høgre. På 3.belastning vart målingar berre gjennomført på 4 FP (UD og KD) og 3 FP (NIKE).

	UD (n=5)	KD (n=5)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=5)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=4)
VO_2 kalibrering ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	43,0 (1,3)	42,8 (1,3)	42,8 (1,6)	0,86	0,23	0,69
VO_2 1.belastning ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	43,1 (1,0)	42,9 (1,6)	42,7 (1,9)	0,88	0,86	0,67
VO_2 2.belastning ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	46,6 (1,1)	46,6 (2,0)	46,9 (2,5)	0,99	0,70	0,70
VO_2 3.belastning ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	49,9 (1,4)	49,2 (2,4)	50,3 (3,5)	0,75		3 av 3
VE kalibrering ($l \cdot min^{-1}$)	95 (7)	95 (9)	97 (9)	0,88	0,36	0,94
VE 1.belastning ($l \cdot min^{-1}$)	92 (7)*	98 (9)	100 (11)	0,05	0,07	1,00
VE 2.belastning ($l \cdot min^{-1}$)	105 (9)	113 (12)	121 (14)	0,13	0,06	0,36
VE 3.belastning ($l \cdot min^{-1}$)	119 (9)	124 (12)	135 (18)	0,59		3 av 3
Laktat kalibrering ($mmol \cdot l^{-1}$)	4,6 (0,7)	4,6 (0,8)	4,9 (1,0)	0,96	0,48	0,92
Laktat 1.belastning ($mmol \cdot l^{-1}$)	4,3 (0,9)	4,7 (1,0)	4,9 (1,0)	0,40	0,03	0,76
Laktat 2.belastning ($mmol \cdot l^{-1}$)	5,3 (1,1)	5,9 (1,1)	6,2 (1,3)	0,52	0,20	0,82
Laktat 3.belastning ($mmol \cdot l^{-1}$)	5,8 (0,6)	7,3 (1,8)	7,7 (1,9)	0,31		
HF kalibrering ($slag \cdot min^{-1}$)	149 (4)	153 (4)	155 (6)	0,51	0,53	0,36
HF 1.belastning ($slag \cdot min^{-1}$)	152 (3)	160 (4)	162 (4)	0,17	0,23	0,67
HF 2.belastning ($slag \cdot min^{-1}$)	163 (2)	172 (3)	173 (3)	0,08	0,15	0,63
HF 3.belastning ($slag \cdot min^{-1}$)	172 (2)	182 (3)	184 (5)	0,11	3 av 3	3 av 3

* Signifikant lågare enn under kalibreringsdraget ($p < 0,02$)



Figur 13. Oksygenopptak med dei ulike draktene på rulleskøyter. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil for $n=4$ (1. og 2.belastning) og $n=3$ (3.belastning).

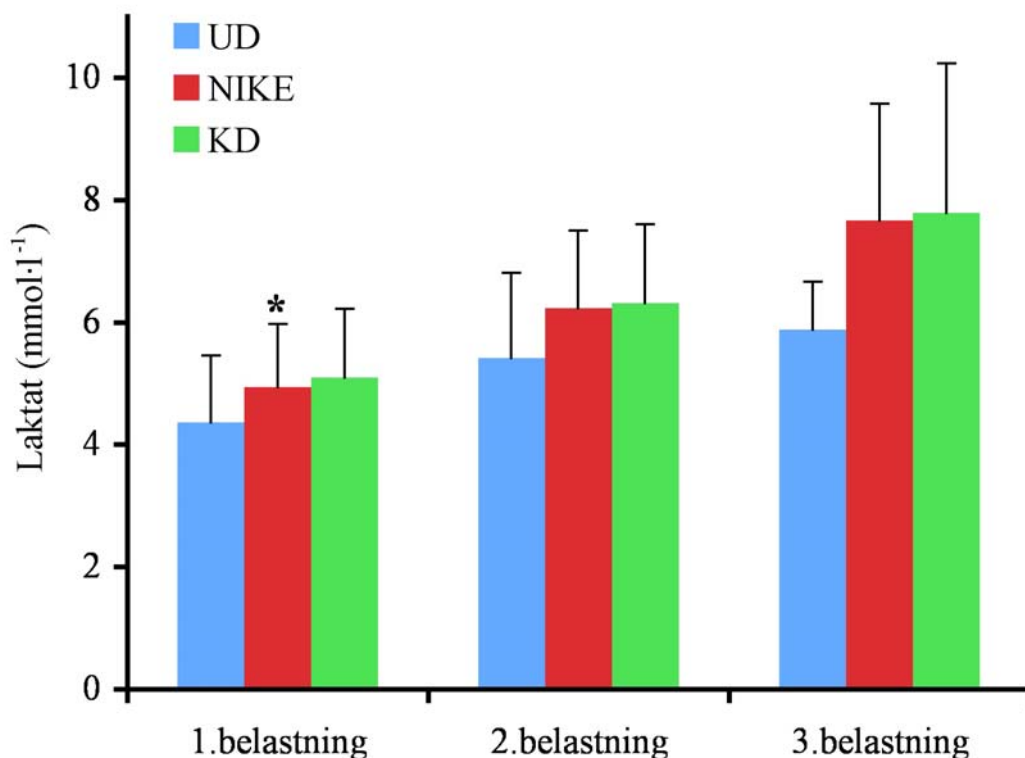


Figur 14. Ventilasjon med dei ulike draktene på rulleskøyter. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil for $n=4$ (1. og 2.belastning) og $n=3$ (3.belastning). * $p<0,05$ mot UD. § mindre enn kalibreringsdraget ($p<0,05$).

5.3.2 Laktat og hjartefrekvens

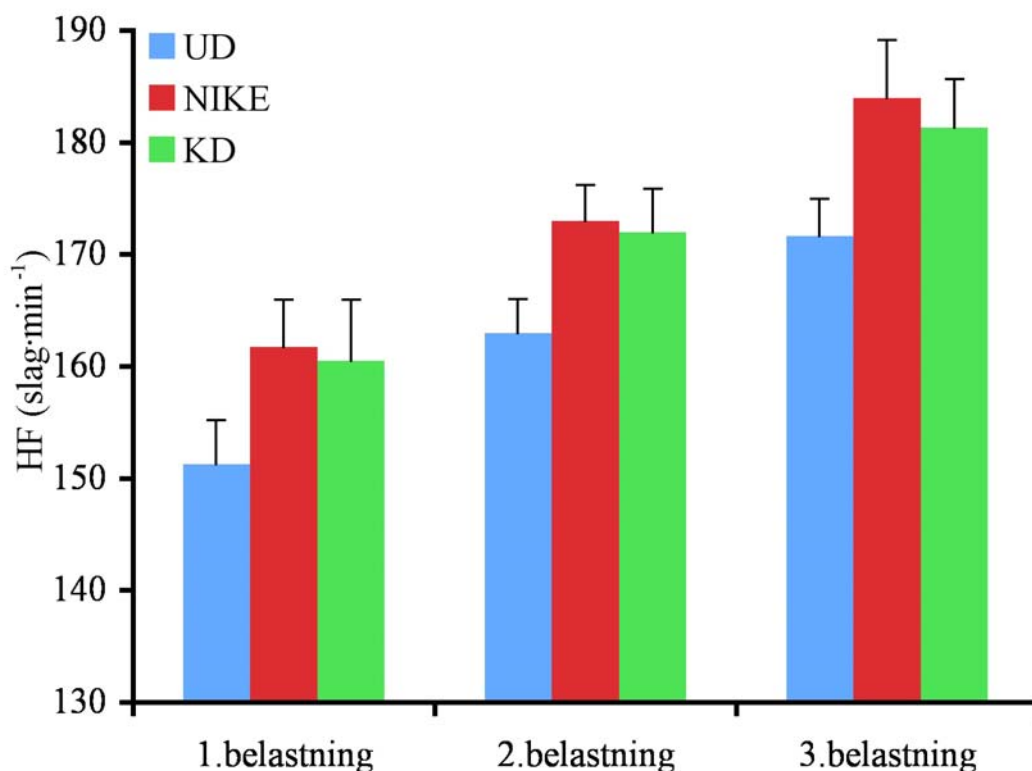
Laktat og hjartefrekvens auka ved aukande belastning. Variasjonskoeffisienten for desse variablane i kalibreringsdraget var høvesvis 7,9 % og 4,6 %. Fem av fem forsøkspersonar ($p < 0,16$) hadde større auke/mindre nedgang i laktat med KD kontra UD frå kalibreringsdrag til 1.belastning. Fire av fire forsøkspersonar hadde høgare laktat med NIKE enn med UD på 1.belastning ($p < 0,03$), men 3 av desse hadde og høgare laktat på kalibreringsdraget og den 4. gjekk ned 0,9 mmol/l frå kalibreringsdraget til 1.belastning. På dei andre belastningane var det ingen forskjellar (figur 15).

Det var ikkje forskjellar i hjartefrekvens mellom dei ulike draktene, men det var ein liten tendens til at hjartefrekvensen på andre og tredje belastning var høgare med KD enn med UD (tabell 6 og figur 16). Dette som følgje av ein liten tendens ($p = 0,10$) til at hjartefrekvensen auka meir frå kalibreringsdraget til 1.belastning med KD enn med UD.



Figur 15. Laktatkonsentrasjon i blod med dei ulike draktene på rulleskøyter. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil for $n=4$ (1. og 2.belastning) og $n=3$ (3.belastning).

* $p < 0,05$ mot UD.



Figur 16. Hjartefrekvens med dei ulike draktene på rulleskøyter. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil for $n=4$ (1. og 2.belastning) og $n=3$ (3.belastning).

5.3.3 Knevinkel og skyvfrekvens

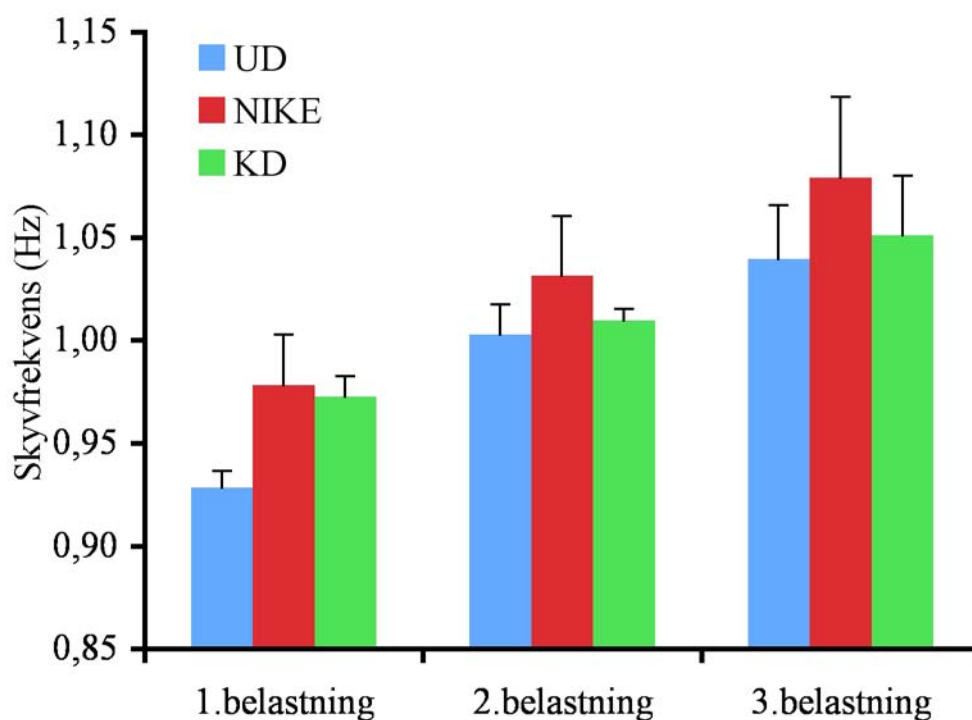
Variasjonskoeffisienten for knevinkelen under kalibreringsdraga var 0,9 %. Fem av fem hadde større knevinkel på 1.belastning enn på kalibreringsdraget med KD ($p<0,02$).

Utover dette var det ikkje forskjellar i knevinkel mellom dei ulike belastningane. Det var heller ikkje forskjellar mellom UD og KD på nokon belastning, men 4 av 4 hadde større knevinkel med NIKE enn med KD på andre og tredje belastning. Dette resulterte i at knevinkelen, målt som gjennomsnittet av dei tre belastningane, var 1,0 (0,4) [gjennomsnitt (SD)] grader større ($p<0,03$; $n=4$) med NIKE enn med KD (tabell 7).

Variasjonskoeffisienten for skyvfrekvensen under kalibreringsdraga var 3,5%. Alle forsøkspersonane auka skyvfrekvensen når farten på mølla auka. Det var ein liten tendens til at KD ($p<0,09$) og NIKE ($p<0,14$) gav høgare skyvfrekvens enn UD på 1.belastning. Tendensen vart stadfesta ved at UD gav større auke i skyvfrekvensen ($p<0,05$) frå fyrste til andre belastning samanlikna med NIKE og KD. På andre og tredje belastning var det ingen forskjell mellom UD og KD, men det var ein liten tendens til at forsøkspersonane brukte høgare frekvens med NIKE enn UD ($p<0,13$) og KD ($p<0,08$) på 3.belastning (tabell 7 og figur 17).

Tabell 7. Knevinkel, skyvfrekvens og endring i skyvfrekvens under rulleskøytetesten. Verdiane er gruppegjennomsnitt med standard feil, samt p-verdi mellom draktene i kolonnene til høyre.

	UD (n=5)	KD (n=5)	NIKE (n=4)	UD vs KD (n=5)	UD vs NIKE (n=4)	KD vs NIKE (n=4)
Knevinkel kal. (grader)	99 ± 3	100 ± 3	102 ± 1	0,21	0,18	0,68
Knevinkel 1.bel. (grader)	101 ± 2	102 ± 3	102 ± 2	0,20	0,57	0,81
Knevinkel 2.bel. (grader)	100 ± 3	101 ± 2	103 ± 2	0,46	0,29	0,03
Knevinkel 3.bel. (grader)	100 ± 3	100 ± 3	102 ± 1	0,93	0,34	0,11
Gj.snitt vinkel 1,2,3.bel	100 ± 3	101 ± 2	102 ± 1	0,52	0,32	0,02
Skyvfrekvens kal. (Hz)	0,91 (0,03)	0,91 (0,03)	0,95 (0,02)	0,96	0,83	0,64
Skyvfrekvens 1.bel. (Hz)	0,91 (0,02)	0,94 (0,03)	0,98 (0,02)	0,08	0,14	0,76
Skyvfrekvens 2.bel. (Hz)	0,98 (0,02)	0,98 (0,03)	1,03 (0,03)	0,87	0,29	0,48
Skyvfrekvens 3.bel. (Hz)	1,02 (0,03)	1,04 (0,03)	1,08 (0,04)	0,36	0,13	0,08
Delta frekvens 1-2.bel (Hz)	0,07 (0,01)	0,04 (0,01)	0,05 (0,01)	0,05	0,03	0,34
Delta frekvens 1-3.bel (Hz)	0,12 (0,02)	0,09 (0,02)	0,10 (0,02)	0,10	0,38	0,15
Delta frekvens 2-3.bel (Hz)	0,04 (0,01)	0,05 (0,02)	0,05 (0,01)	0,49	0,16	0,76



Figur 17. Skyvfrekvensen på rulleskøyter på dei ulike belastningane. Søylen er gruppegjennomsnitt med standard feil (n=4). Auken frå fyrste til andre belastning var signifikant større med UD enn med dei andre draktene (p<0,05).

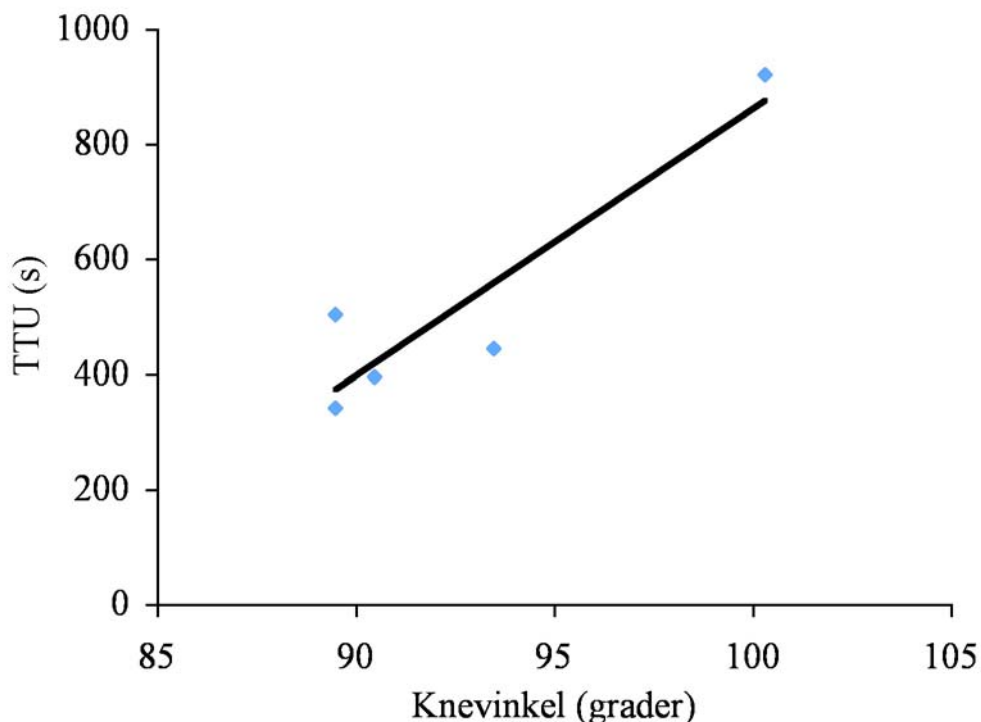
6.0 Diskusjon

Hoppøgde og maksimal kraft under spensttesten var større med KD enn med NIKE som igjen var større enn med UD. Under den statiske testen, der FP stod i skøytestilling til utmatting, var akkumulert oksygenopptak lågare med KD enn med UD. Dette tyder på at KD avlastar muskulaturen i grunnposisjonen på skøyter. Rulleskøytetesten viste ingen forskjell i oksygenopptak, men litt uventa for oss var det tendensar til at KD og NIKE gav høgare ventilasjon og hjartefrekvens enn med UD. Vi trur dette kan skuldast "stressfaktorar" ved draktene, då forsøkspersonane viste meir ustabil teknikk og tendens til høgare skyvfrekvens på fyrste belastning med KD og NIKE samanlikna med UD, samt at temperaturen truleg aukar meir med heildekkande drakt enn med kortbukse.

6.1 Mekanikk mot fysiologi

Den store utfordringa til ein skøytelepar er å minske luftmotstanden. Å sitte i ein djup stilling minskar luftmotstanden gjennom å minske frontalarealet, samtidig som ein får ein lengre arbeidsveg for skyvbeinet og kan produsere større effekt (Leirdal et al., 2006). På den andre sida vil det å sitte djupare auke momentet i kneet og stille større krav til lårmuskulaturen. Rundell (1996) fann i sin studie at tid til utmatting med rulleskøyter på tredemølle var redusert ved låg kontra høg sittestilling. Foster et al. (1999) meiner, gjennom målingar med NIRS, å ha bevis for at dette skuldast redusert blodstraum ved låg sittestilling, truleg som følgje av høgare intramuskulært trykk (Foster et al., 1999).

Figur 18 viser samanhengen mellom knevinkel og statisk tid til utmatting i vårt forsøk. Sjølv om ein skal vere forsiktig med å stadfeste ein slik samanheng basert på at ein person stod så mykje lengre enn dei andre og med ein høgare knevinkel, passar resultatata bra med studia til Rundell (1996) og Foster et al. (1999). Foster et al. (1999) fann ein tydeleg rettlinja samanheng mellom knevinkel og prosentvis desaturering av hemoglobin/myoglobin i 18 amerikanske elite skøyteleparar under statiske kontraksjonar på eitt og to bein. Ut frå deira resultat vil 90 grader i kneleddet på to bein svare til omlag 65 % desaturering, medan 100 grader vil svare til omlag 50 % desaturering (Foster et al., 1999). Dersom ei drakt med elastisk materiale kan lette det intramuskulære trykket ved at drakta gjer noko av jobben til muskulaturen kan ein tenkje seg at ein får betre blodstraum som kan gi auka uthald og auka prestasjonsevne.



Figur 18. Forholdet mellom knevinkel og tid til utmatting (TTU) målt som gjennomsnittet av dei 3 testane (UD, KD, NIKE) for dei 5 forsøkspersonane.

6.2 Potensialet i konstruert drakt

Det spesielle med den konstruerte drakta var at den hadde innsydd elastisk materiale. Resten av drakta var av Lycra®, liknande det stoffet den norske troppen nytta under OL på Lillehammer i 1994. Dette stoffet er og elastisk, men utvidar seg forholdsvis lett. Vi kan likevel ikkje utelukke at drakta, sjølv utan dei elastiske strikkane, hadde ein liten komprimerande effekt på huda/muskulaturen.

Vi fann at lengdeendringa frå mediale malleol, opp langs leggen, over kneskåla, gradvis over frå framsida til baksida av låret, over setet og opp langs ryggsøyla til nakken var 16,1 % (SD=2,1 %) frå oppreist til statisk stilling og at dette tilsvarte 28,8 (SD=2,7) cm for våre forsøkspersonar. Vi gjekk ut frå at all lengdeendringa gjekk føre seg i det elastiske materialet og estimerte draget i den konstruerte drakta ved å bruke lengdeendringa, mengde elastisk materiale i drakta og ”stress-strain” målingar (sjå kapittel 2.3) av materialet. Estimert drag i drakta vart på 122 N i den statiske stillinga. Tidlegare er det funne ved ”inverse dynamics”⁶ at kne og hoftemomenta i starten av

⁶ Metode som kombinerar kraftdata med kinematiske data frå ei rørsle for å berekne kva moment som måtte til i ledda for å få den gitte rørsla.

satsen i knebøyhopp hos 6 mannlege volleyballspelarar var høvesvis 179 og 177 Nm (Bobbert, Gerritsen, Litjens, & Van Soest, 1996). Vektarmane i kne og hofte på FP 4 (målt med måleband) var høvesvis omlag 5 og omlag 12 cm. Estimert ut frå desse måla vil den konstruerte drakta stå for omlag 3 % og 8 % av arbeidskravet i høvesvis kne og hofteledd i den statiske stillinga. Tilbakemeldingar frå forsøkspersonane om at dei synes drakta gjer at dei sparkar noko meir bakover på rulleskøyter kan passe med at estimert bidrag frå drakta er større i hofteledd enn i kneledd. Alternativt kan tilbakemeldingane komme av at det truleg er eit drag i drakta og etter at skyva er avslutta, som følge av at ryggen er bøygd, og/eller at drakta krev eit litt annleis rekrutteringsmønster.

Estimatet på 3 % og 8 % av arbeidskravet i kne og hofteledd er grovt ettersom 122 N kanskje er litt lågt (sjå 4.5.1), momenta til Bobbert et al. (1996) er berekna på ei lita gruppe med andre type utøvarar, vektarmane er målt med måleband på berre ein forsøksperson, samt at vektarmane truleg varierar ut frå vinkelen i leddet (Grelsamer & Weinstein, 2001). Likevel viser det at KD kan bidra med betydelege krefter i den statiske stillinga. Vi vil no diskutere om, og i kor stor grad, desse auka momenta auka prestasjonsevna til våre forsøkspersonar i dei tre testane.

6.2.1 Spensttesten

Spensttesten stadfesta at den konstruerte drakta påverkar prestasjonsevna. Hoppøgda i det høgste hoppet vart 7,0 % (SD=2,6 %) høgare og makskrafta 3,1 % (SD=2,0 %) større med KD samanlikna med UD for dei 5 forsøkspersonane. Tidlegare studium har ikkje funne auka maksimal kraft eller power i eitt maksimalt spensthopp med kort tights utelukkande laga av Lycra® (Kraemer et al., 1996; Kraemer et al., 1998). Derimot fann dei i desse studia forskjell i både gjennomsnittleg kraft og power av 10 maksimale hopp. Dei spekulerar i om dette kan ha med auka leddsans, psykiske faktorar eller mindre vibrasjon i landinga å gjere. Vi meiner det i tillegg ikkje kan utelukkast at det er eit mekanisk drag og i Lycra®, men at dette draget ikkje er stort nok til å bli fanga opp i eitt enkelt hopp. Doan et al. (2003) fann ved svikthopp ein effekt (5,2 %) på hoppøgde med ein kompresjonssshorts samanlikna med kortbukse. Kompresjonssshortsen var laga av 75 % neopren og 25 % butyl gummi, og gjekk frå hofta, over setet og nesten ned til kneet. I dette forsøket vart det målt auka passivt leddmoment i både fleksjon og ekstensjon av hofteleddet med kompresjonssshortsen. Vårt forsøk viser at KD gav ein

betydeleg prestasjonseffekt på spensttesten, og med bakgrunn i studia til Kraemer et al. (1996,1998) og Doan et al. (2003) meiner vi at dette må komme av dei mekaniske kreftene i strikkane i KD.

I studien til Doan et al. (2003), som gjekk på svikthopp, fann dei ein tendens til at forsøkspersonane gjorde ein litt djupare svikt med kompresjonsshortsen enn med kortbukse (Doan et al., 2003). I vår studie vart det ikkje kontrollert kor djup utgangsstilling forsøkspersonane hadde. Dette kan vere eit svakt punkt ved vår studie. Dersom vi hadde kontrollert for dette hadde vi truleg kunne sagt meir om når krafta i satsen var større og kvifor hoppet vart høgare med den konstruerte drakta, noko som kunne vore interessant. Bobbert et al. (1996) fann derimot ikkje forskjell i hoppshøgde for knebøyhopp frå tre ulikt djupe stillingar, og det var maksimal hoppshøgde som var hovudvariabelen i spensttesten vår.

6.2.2 Statisk test

Litt overraskande fann vi ikkje forskjell i tid til utmatting mellom draktene slik vi hadde venta. Akkumulert oksygenopptak dei fyrste 5 minutta av testen var derimot 8 % mindre med KD samanlikna med UD, noko som tyder på at KD førte til at muskulaturen gjorde eit mindre arbeid.

Forsøkspersonane sat i den statiske testen med 60 (2), 93 (5) og 55 (7) [gjennomsnitt (SD)] grader i høvesvis ankel, kne og hoftledd. Dette svarar til at lårbeinet peikar 33 og overkroppen 22 grader over horisontalen. Dette er ein lågare sittestilling enn forsøkspersonane hadde i rulleskøytetesten (tabell 7), og det som tidlegare er rapportert for ankel og kne i reell skøytetrening/løp både på langsider (de Koning, Foster, Lampen, Hettinga, & Bobbert, 2005; Houdijk, Heijnsdijk, de Koning, de Groot, & Bobbert, 2000; van Ingen Schenau, de Koning, Bakker, & de Groot, 1996) og sving (Yuda et al., 2007). Forsøkspersonane valde meir eller mindre stillinga sjølv ut frå kva dei synes var ein god og behageleg skøytstilling, og forskjellane frå rulleskøytetesten er i samsvarar med vår erfaring at skøyteløparar i treningsarbeidet på barmark prøver å venne seg til ein djupare posisjon enn dei klarar å gå med på skøyter.

Berre FP 2 hadde den same knevinkelen i den statiske testen som på rulleskøyter (100 grader). Denne forsøkspersonen stod og mykje lengre i den statiske testen enn dei andre, på det lengste over dobbelt så lenge som neste FP (figur 7). Dette gjorde at det ser ut til å vere ein samanheng mellom TTU, målt som gjennomsnittstida av dei 3 testane (UD, NIKE og KD), og knevinkelen i den statiske teststillinga (figur 18). Vi kan ikkje slå fast nokon slik samanheng mellom TTU og knevinkel basert på vår studie med berre 5 forsøkspersonar, då FP 2 kan vere ein ”uteliggjar”⁷ som forklarar det meste av samanhengen. Det kan for eksempel tenkast at FP 2 berre har betre lokalt uthald enn dei andre, betre evne til å presse seg, eller rett og slett stod i ein stilling han var vane med medan dei andre måtte stå i ei unormal stilling dei eigentleg ikkje var komfortabel med. Funna våre passar likevel, som tidlegare diskutert, bra med tidlegare studiar (Rundell, 1996; Rundell et al., 1997; Foster et al., 1999; Szmedra et al., 2001) og vi meiner det er naturleg å tenkje seg at TTU vil auke ved større knevinkel som følgje av betre blodstraum.

Den klare forskjellen i akkumulert oksygenopptak samanlikna med UD viser at KD påverkar forsøkspersonane og gir ein avlastande og energisparande effekt i statisk skøytestilling. Ein ville derfor forvente at TTU og skulle vore lenger med KD. Noko av grunnen til at det ikkje vart funne forskjell i TTU kan vere at det var vanskelegare for forsøkspersonane å kontrollere stillinga si med drakt. FP 4 vart stoppa med KD ettersom han ikkje klarte å halde posisjonen med leggen. Det var tydeleg for fleire forsøkspersonar at dette var enklare med UD. Med UD kunne ein kjenne om strikken var borti leggen eller ikkje. Seinare forsøk bør søke alternative løysingar på korleis ein skal kontrollere sittestillinga.

TTU stiller og store krav til motivasjon og vilje til å presse seg. Fleire studiar har vist at variasjonskoeffisienten for TTU er $> 9\%$ både ved løping (Hinckson & Hopkins, 2005; Laursen, Francis, Abbiss, Newton, & Nosaka, 2007) og sykling (Jeukendrup, Saris, Brouns, & Kester, 1996). Høg variasjonskoeffisient gjer målingane usikre og forskjellane må vere store for at dei skal bli signifikante. Sjølv om vi ikkje målte variasjonskoeffisienten for TTU i våre testar, trur vi den var ganske stor fordi det var ein submaksimal statisk test til utmatting over lang tid og utan sekundering etter ein

⁷ Måling som skil seg veldig frå dei andre verdiane. Verdien passar ikkje inn i antatt normalfordelt materiale.

passerte 5 minutt, samtidig som forsøkspersonane heile tida måtte halde fokus på om posisjonen var riktig. Kilbom, Gamberale, Persson & Annwall (1983) fann at forsøkspersonane overestimerte "effort expended" når statisk test av albufleksor ved 25 % belastning vart avbrote etter 50, 60, 70 og 80 % av tidlegare målt TTU. Med desse metodiske problema var 5 forsøkspersonar ikkje nok til å avdekke prestasjonseffekt (lengre TTU) av KD.

Ein annan mulig indikator på muskulær avlastning i den statisk testen er EMG, og vi trudde på førehand at det ville vere mindre EMG aktivitet dersom muskulaturen vart avlasta og det kosta mindre å stå med KD. På grunn av det låge talet på forsøkspersonar og testar med tilfredstillande EMG signal er det vanskeleg å seie noko ut frå tabell 5a, b og c, anna enn at aktiviteten auka utover i testen, at relativ auke var størst for m. rectus femoris, og at vi for våre forsøkspersonar ikkje såg nokon tendens til at medianfrekvensen gjekk ned utover i testen slik tidlegare studie har vist (Kilbom, et al., 1983).

6.2.3 Rulleskøytetesten

Det var ikkje forskjell i oksygenopptak mellom draktene på nokon belastning. Det var derimot litt overraskande tendensar til høgare ventilasjon, laktat og hjartefrekvens med KD enn med UD. Dette skuldast kanskje "stressfaktorar", då det og var tendens til høgare skyvfrekvens med KD enn med UD. Ein bør vere merksam på at ventilasjonen med UD var signifikant lågare på 1.belastning enn under kalibreringsdraget, noko vi meiner tyder på at forsøkspersonen her hadde roen og var meir avslappa. Det faktum at skyvfrekvensen med UD auka signifikant meir enn med KD frå fyrste til andre belastning stadfestar og det visuelle inntrykket av at 1.belastning med KD vart gjennomført med ei viss grad av stress og ustabil teknikk (tabell 7 og figur 17). Dette førte truleg til auka både HF, laktat og ventilasjon. Erfaringsmessig er ein slik auke ikkje reversibel med korte pausar og aukande belastning på 2. og 3. belastning, sjølv om skyvfrekvensen igjen vart meir lik UD (figur 14-17). Under pretestane var det tilvenning til å gå på rulleskøyter på tredemølle som var hovudfokus. KD vart brukt litt, men det er mulig at meir tid med KD kunne minska stressfaktoren.

Forsøkspersonane gav tilbakemelding på at det var tyngre å trekke fram pendelbeinet⁸ med KD. Likevel vart det ikkje funne auka oksygenopptak. Ein kan tenkje seg at oksygenopptaket vart fordelt på større muskelmasse, litt på same måte som ved bruk av stavar på langrenn eller fjellturar med ulike bæresystem på sekkane og gå-stavar for bratte opp eller nedstigningar (Millet et al., 2006). I vår test med rulleskøyter kan ein tenkje seg at ein brukar krefter og oksygen i fleksjonsmuskulatur i hofte og kneledd og dermed at ein, ettersom det totale oksygenopptaket var det same med KD som med UD, brukar mindre i ekstensjonsmuskulatur. Sjølv om det totalt sett skulle vist seg å koste *meir* oksygen å gå med KD fordi ein måtte bruke krefter på å dra fram beina, kunne det teoretisk likevel gitt ein positiv effekt dersom ekstensjonsmuskulaturen hadde fått betre vilkår. Dette fordi det er vist at VO_{2peak} på skøyter er mindre enn på sykkel (Foster et al., 1999), og at ein dermed har ein sentral reservekapasitet som ikkje vert nytta.

6.3 Potensialet i NIKE

Nike draktene som vart nytta i forsøket inneheld gummiert elastisk materiale på overkroppen, over setet og halvvegs ned på låret (bilde 2). Det er i dette området godt over halvparten av lengdeendringa frå oppreist til statisk stilling skjer. Elastisk materiale og lengdeendring står sentralt i teorien bak KD, likevel vart vi litt overraska då vi under databehandlinga vart merksame på at NIKE og gav høgare hopphøgde og større maksimal kraft i spensttesten samanlikna med UD. Under konstruksjon av KD var vi nemleg svært opptatt av å få ”forankra” det elastiske materialet til kroppen, noko vi trudde NIKE ikkje gjorde i tilstrekkelig grad. Vi enda opp med å bruke borrelås festa under hælen og dødt/uelastisk stoff på framsida av leggen i KD. For å undersøke om det var mekaniske krefter som gjorde at NIKE og gav effekt i spensttesten, gjorde vi nokre tilleggsmålingar av NIKE og materialet den er laga av. På tross av at det elastiske materialet i NIKE festar seg i eit stoff som gir svært lett etter, vart det funne vesentleg lengdeendring i det elastiske materialet, målt på FP 4. Dette tyder på at ”forankringsbekymringa” vår ikkje er så viktig, men at faktorar som kor stram drakta er, type stoff på innsida av drakta og storleiken på arealet som kreftene frå drakta kan bli overført til huda og kroppen, er viktige for at drakta ikkje skal skli opp men få ei lengdeendring.

⁸ Det beinet i ein skyvsyklus som ikkje er belasta, men som ein fører fram medan ein skyv med motsatt bein (skyvbeinet).

Ved hjelp av lendeendringa av det elastiske materialet for FP 4 og ”stress-strain” målingar av materialet i NIKE estimerte vi at draget i den statisk stillinga var omlag 98 N med NIKE for FP 4. Ved bruk av framgangsmåten i kapittel 6.2 vil desse kreftene stå for omlag 7 % av arbeidskravet i hofteledd, samt hjelpe ryggmuskulaturen, men ikkje virke over kneleddet i den statiske stillinga. Dette tyder på at kreftene i NIKE og KD var ganske like bortsett frå at KD i tillegg verkar over kneleddet.

6.4 Effektane av NIKE

NIKE gav 4,6 % (1,7 %) høgare hopphøgde [gjennomsnitt (SD)] og 1,2 % (0,5 %) større maksimal kraft [gjennomsnitt (SD)] enn UD i spensttesten. Dette er omlag liknande effekt på hopphøgde som det Doan et al. (2003) fann ved svikhopp med kompresjonssHORTS (5,2 %) samanlikna med kortbukse, men mindre både hopphøgde og maksimal kraft enn vi fann med KD (tabell 3). Dette tyder på at elastisk materiale over hofteledd kan gi auka moment og dermed auka vertikal hopphøgde, men at effekten er større dersom materialet i tillegg verkar over kneleddet.

Det er i skøytemiljøet allmenn kjent at det er lårmuskulaturen som fyrst blir trøyyt og ”sur”. Yuda et al. (2007) viste at sjølv dei beste langdistanse skøyteløparane i verda endrar knevinkelen utover i ein 5000 meter. Som vist tidlegare er det eit betydeleg innslag av elastisk materiale og i NIKE, men ikkje over kneleddet. I den statiske testen var det ingen forskjell i akkumulert oksygenopptak dei 5 fyrste minutta mellom NIKE og dei andre draktene. Dette på tross av at tre av fire forsøkspersonar brukte > 7 % mindre oksygen med KD enn med NIKE dei fem fyrste minutta av den statiske testen. Gjennomsnittsverdien for KD vart 6 % mindre enn for NIKE, men forskjellen vart ikkje signifikant ($p > 0,12$) då den fjerde forsøkspersonen, FP 5, brukte 2 % meir oksygen med KD enn med NIKE (tabell 4, figur 10 og vedlegg 3). Sjølv om det ikkje vart funne signifikant forskjell ($p < 0,12$) i oksygenopptak mellom NIKE og KD, var det ingenting som tyda på forskjell mellom NIKE og UD ($p = 0,44$) og kan det sjå ut som at kreftene frå det elastiske materialet må virke over kneleddet for å gi betydeleg avlastande og energisparande effekt i denne statiske stillinga. Dette vil vere interessant å få stadfesta i seinare forsøk med fleire forsøkspersonar.

Ved statisk kontraksjon av ein muskel er det ikkje slik at ein gitt muskelfiber står og spenner seg heile tida, men ulike fibrar prøver å trekke seg saman og slappar av i eit koordinert samspel som gjer at den totale krafta frå heile muskelen vert omlag lik heile tida. Skjelving er eit uttrykk for at krafta ikkje er heilt lik absolutt heile tida, og kan kanskje indikere at dette samspelet ikkje er heilt justert, noko som igjen kan vere eit uttrykk for trøttleik. Som dei andre variablane auka og AVR vertikal kraft (vertikal heilkroppsvibrasjon/skjelving) utover i den statiske testen, spesielt siste 30 % av testen (figur 6, 8 og 9). Det var ein tendens til at forsøkspersonane stod rolegare både med KD og med NIKE enn med UD (figur 9, tabell 4 og individuelle kurver i vedlegg 3). Dette kan støtte teorien om auka leddsans (Doan et al., 2003; Kraemer et al., 1998) og kan kanskje indikere at ein med ei ettersittande drakt klarar å stå rolegare når muskulaturen vert trøytt. Å stå rolegare kan gi mulig prestasjonsfremjande effekt ved å vere energisparande og/eller ved at ein i teknisk krevjande øvingar klarar å halde teknikken betre når ein vert sliten. Vår studie viser ikkje ein slik effekt, men ein liten tendens som kan vere interessant å undersøke nærare i samband med draktutvikling. Det vil då vere essensielt å finne ut om denne potensielle effekten er avhengig av styrken på det elastiske materialet eller om effekten rett og slett kjem av auka leddsans på grunn av kontakt mellom drakta og sensorar i huda (Kraemer et al., 1998). Våre resultat saman med arbeida til Kraemer et al. (1996 og 1998) og Doan et al. (2003) kan tyde på det siste då ulike materiale har vist same tendens, men dette må undersøkast nærare.

For rulleskøytetesten fekk vi signifikant forskjell i knevinkel mellom NIKE og KD på 2.belastning og som gjennomsnittet av dei tre belastningane (tabell 7). Knevinklane er målt ved at midten av kneleddet, trochantor major og laterale malleol vert markert direkte på skjermen i eit dataprogram. Sjølv om variasjonskoeffisienten var liten i kalibreringsdraget (0,9%) kan det vere at ein markerar punkta litt annleis med dei ulike draktene på grunn av forskjellige fargekontrastar på skjermen med dei ulike draktene. Sjølv om forskjellen på 1,0 (SD=0,4) grader skulle vere reell er vi usikre på om dette i vesentleg grad kunne påverka resultata.

Utover knevinkelen såg vi ikkje forskjellar mellom NIKE og KD, men minst like store stresstendensar i ventilasjon, hjartefrekvens, laktat og skyvfrekvens med NIKE som med KD samanlikna med UD. Laktaten på 1.belastning vart signifikant høgare med NIKE enn med UD, men ein bør vere merksam på at 3 av 4 FP hadde høgare laktat med

NIKE enn med UD på kalibreringsdraget og. Det at NIKE gav same tendensane som KD i forhold til UD, støttar ikkje teorien om for lite tilvenning til KD ettersom NIKE er drakter utøvarane var vane med å bruke frå istreninga i perioden rett før testinga. Det er derimot tidlegare vist auka hudtemperatur med kompresjonssHORTS (Doan et al., 2003), og vi trur dette kan ha påverka både KD og NIKE som ein stressfaktor. Det var varmt i laben (omlag 23°C), og draktene var gjennomvåte av svette etter testane. Det kan vere at ettersittande drakter av denne typen aukar temperaturen utover det optimale på 38,5°C (Åstrand & Rodahl, 1986) og at dette kan virke negativt inn på prestasjonen (Doan et al., 2003).

Hurtigløp på skøyter kan delast inn i mange ulike fasar med ulike arbeidskrav. Rulleskøytetesten som her vart nytta som den funksjonelle testen for dynamisk rørsle i skøytetestilling, var eigentleg berre eigna for å avdekke om nokon av draktene var meir energiøkonomiske på subbmaksimal fart. Testen vil for eksempel ikkje vere representativ for start eller sprint på skøyter, og kanskje ikkje ein gong for energiøkonomi under maksimal innsats. Andre testar som kunne vore nytta er for eksempel ulike testar på sklibrett, start og diverse distansar på is eller aller helst reell konkurransesamanheng.

6.5 Potensialet hos andre produsentar

Sjølv om det ikkje er dokumentert nokon effekt av elastisk materiale i skøytedrakter er det tydeleg at produsentane har trua på at effekten er der. I tillegg til Noreg nyttar Nederland, USA, Sør-Korea og Kina draktene frå Nike. Japan og Tyskland nyttar drakter frå Mizuno. Russland og Tsjekkia nyttar frå Craft og Finland og Canada frå høvesvis Lorini og Descente. Alle desse produsentane ser ut til å ha gummiert (elastisk) materiale på omlag dei same områda i drakta som Nike. Mizuno har i tillegg gummiert materiale over kneet og framme på leggen (bilde 4). Av tv-bilda ser det og ut til at Craft og Lorini har noko liknande. Kor mykje motstand det er i materiala til dei ulike produsentane og i kva grad energien frå draktene kjem utøvaren til gode i form av muskulær avlastning er usikkert og truleg varierende. Truleg er det og ein veg å gå for å optimalisere draktene ved å nytte riktig stoff med riktige eigenskapar både for luftmotstand og muskulær avlastning, noko som kan vere avgjerande for om drakta gir



Bilde 4. Mizuno drakta til det tyske skøytelandslaget. Det svarte gummierte elastiske materialet går på denne modellen og over kneleddet og ned langs framsida av leggen.

effekt og om heile potensialet vert utnytta. Å finne riktig styrke på materialet slik at muskulaturen vert maksimalt avlasta men samtidig ikkje får avklemt blodstraumen kan vere eit eksempel på optimalisering som truleg ikkje er gjort. Det vil og vere viktig å finne eit stoff med så liten hysteres som mogleg, slik at minst mogleg energi går tapt (Stefanyshyn & Nigg, 2000). For materialet i KD vart det målt hysteres. Denne var etter vårt skjønn tilfredstillande liten, men det er uvist korleis materialet til Nike og dei andre produsentane er i forhold.

6.6 Nyttverdi av vårt forsøk

Det er usikkert om kvar enkelt produsent har tenkt, målt, prøvd og feila eller om dei berre kopierar av kvarandre. Sjølv om våre forsøk er gjort med få forsøkspersonar kan resultatane kanskje bringe meir kunnskap og forståing for teorien bak draktene, og på den måten vere med å bringe innovasjonen vidare. Dette kan vere nyttig i andre idrettar enn skøyter og. Ut frå tv-bilda ser det for eksempel ut som friidrett og langrenn er i ferd med å utforske klede med ekstra elastisk materiale. Om dei nye revolusjonerande symjedraktene og nyttar nokon av dei same prinsippa er for oss ukjent, men det er

likhetstrekk mellom fråspark etter vending i symjing og vertikalt spensthopp. Alpint vil og heilt klart kunne nyttiggjere seg elastisk materiale når ein ser på resultatane frå vår statiske test. I alpint er det derimot ein del reglar knytt til draktene som kanskje regulerar slike forhold, utan at vi har undersøkt dette nærare.

Utstyrsutvikling er både tid og ressurskrevjande. I idrettssamanheng hamnar ein fort i ei etiske gråsoner der ein må ta stilling til om det er utstyret eller utøvarane ein ynskjer å teste yteevne til. På den eine sida står ynskje om reine og rettferdige konkurransar for alle. På den andre sida det faktum at ein god idrettsutøvar er ein utøvar som skjønner kva som avgrensar prestasjonen og klarar å nytte denne kunnskapen for å optimalisere sin eigen teknikk og prestasjon. Vi let den etiske diskusjonen ligge, men vil påpeike at utstyrsutvikling kan vere nyttig for å gjere utøvarar og trenarar merksame på kva som avgrensar deira prestasjon, og at dei gjennom dette kan komme fram til nye tekniske og/eller taktiske løysingar.

Kreftene i KD var omlag 122 N. Desse kreftene er avhengig av lengdeendringa av materialet, men uavhengig om kroppsvekt og styrke til forsøkspersonen. Dersom 2 personar med lik kroppsvekt hoppar høvesvis 30 og 50 cm i den vertikale spensttesten vil den med dårlegast spenst få størst framgang med KD. På same måte vil ein lett person få større framgang enn ein tung person dersom dei i utgangspunktet hoppa like høgt. Ein kan derfor tenkje seg at ei elastisk drakt som KD vil hjelpe kvinner meir enn menn og dei nest beste meir enn dei beste.

Mekanisk avlastning av muskulatur byggjer på prinsippet om at mekaniske krefter verkar over ledd i staden for muskelkraft. Studia til Abdoli-Eramaki et al. (2006 og 2007) av ei konstruert løftedrakt med elastisk materiale og ekstra vektarm over setet har vist ei reell avlastning av muskulaturen i ryggen (Abdoli-Eramaki et al., 2007). Dersom dei mekaniske kreftene verkar i tillegg til muskelkrafta vert totalkrafta større og ein kan få auka prestasjon. Dette er vist i vektøving der elastiske band vert surra rundt knea (Harman & Frykman, 1990), og vi har no, gjennom auka hoppshøgde og større maksimal kraft i spensttesten, vist at dette er mulig å få til i ei ettersittande drakt. Kanskje kan desse effektane av elastisk materiale i konkurransedraktar utviklast vidare og bringe nyttig kunnskap til meir samfunnsnyttige områder som rehabilitering etter skader eller som hjelpemiddel for at sjuke og eldre skal klare å gå trapper etc.

7.0 Konklusjon

I spensttesten gav KD høgare hoppøgde og større maksimal kraft enn NIKE, som igjen gav høgare hoppøgde og større maksimal kraft enn UD. Det var ingen forskjell i tid til utmatting i den statiske testen, men KD gav ein energisparande effekt indikert ved mindre akkumulert oksygenopptak. Det kan sjå ut til at mekaniske krefter må verke over kneleddet for å gi avlastande og energisparande effekt i grunnstillinga ved hurtigløp på skøyter, samt at mekaniske krefter over kneleddet aukar prestasjon i vertikal spensttest utover det som tidlegare er vist med kompresjonssshorts (Doan et al., 2003).

Det vart ikkje funne forskjellar mellom draktene i den subbmaksimale dynamiske rulleskøytetesten. Dei tendensane i vi fann i ventilasjon, laktat, hjartefrekvens og skyvfrekvens var i disfavour både KD og NIKE. Vi trur dette skuldast stressfaktorar som for eksempel temperatur, og at denne rulleskøytetesten ikkje var ein god nok test for å avdekke prestasjonsforskjellar mellom draktene under hurtigløp på skøyter. Det kan vere at elastisk materiale ikkje er energisparande på subbmaksimal fart, men likevel kan verke positivt på prestasjonen under hurtigløp på skøyter gjennom å gi større maksimal skyvkraft. Det at KD ikkje førte til *større* totalt oksygenopptak enn UD kan tolkast positivt i lys av at ein fann mindre oksygenopptak under den statiske testen og det faktum at forsøkspersonane følte dei gjorde ein større jobb i framtrekket av pendelen. Dette ut frå tanken om at arbeidet er fordelt på fleire muskelgrupper og at dette kan utsetje muskeltrøtthet.

Nye forsøk med fleire forsøkspersonar vil vere nyttig for å stadfeste våre funn av ein energisparande effekt med KD i statisk skøytstilling. I tillegg må fleire studiar til for å gi svar på om elastisk materiale i drakter kan gi positiv prestasjonseffekt ved dynamiske øvingar i skøytstilling, og kva som er den optimale stoffkombinasjonen.

Øvingsspesifikke testar på is, som for eksempel start, 100 meter, 400 meter flying start eller 1500 meter med ulik grad av elastisk materiale i draktene, på større grupper forsøkspersonar etter god tilvenning vil vere å føretrekke.

8.0 Referanseliste

Litteratur:

- Abdoli-E, M., Agnew, M., & Stevenson, J. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, *21*, 456-465.
- Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J., Reid, S., & Bryant, T. (2007). Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device (PLAD). *Journal of Biomechanics*, *40*, 1694-1700.
- Beneke, R., Boldte, F., Meller, W., & Behn, C. (1991). Das maximale Laktat-Steady-State (Maxlass) im Eisschnellauf. In P. Bernett & D. Jeschke (Eds.), *Sport und Medizin Pro und Contra* (pp. 766-767).
- Beneke, R., & von Duvillard, S. (1996). Determination of maximal lactate steady state response in selected sports events. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *28*, 241-246.
- Bobbert, M., Gerritsen, K., Litjens, M., & Van Soest, A. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *28*, 1402-1412.
- Brownlie, L. W., Kyle, C. R., Harber, E., MacDonald, R., & Shorten, M. R. (2004). Reducing the aerodynamic drag of sports apparel: Development of the Nike Swift sprint running and SwiftSkin speed skating suits [abstract]. *Sports Engineering*, *7*, 172.
- de Koning, J., Foster, C., Lampen, J., Hettinga, F., & Bobbert, M. (2005). Experimental evaluation of the power balance model of speed skating. *Journal of Applied Physiology*, *98*, 227-233.

- de Koning, J., Houdijk, H., de Groot, G., & Bobbert, M. (2000). From biomechanical theory to application in top sports: the klapskate story. *Journal of Biomechanics*, 33, 1225-1229.
- Doan, B., Kwon, Y., Newton, R., Shim, J., Popper, E., Rogers, R., et al. (2003). Evaluation of a lower-body compression garment. *Journal of Sports Sciences*, 21, 601-610.
- Foss, Ø., & Hallén, J. (2005). Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 569-575.
- Foster, C., Rundell, K., Snyder, A., Stray-Gundersen, J., Kemkers, G., Thometz, N., et al. (1999). Evidence for restricted muscle blood flow during speed skating. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31, 1433-1440.
- Gemser, H., de Koning, J., & van Ingen Schenau, G. J. (1999). *Handbook of Competitive Speed Skating: ISU International Skating Union*.
- Grelsamer, R., & Weinstein, C. (2001). Applied biomechanics of the patella. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(389), 9-14.
- Harman, E., & Frykman, P. (1990). The effects of knee wraps on weightlifting performance and injury. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 12(5), 30-35.
- Hinckson, E., & Hopkins, W. (2005). Reliability of time to exhaustion analyzed with critical-power and log-log modeling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 696-701.
- Houdijk, H., Heijnsdijk, E., de Koning, J., de Groot, G., & Bobbert, M. (2000). Physiological responses that account for the increased power output in speed skating using klapskates. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 283-288.

- Jeukendrup, A., Saris, W., Brouns, F., & Kester, A. (1996). A new validated endurance performance test. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 266-270.
- Kilbom, A., Gamberale, F., Persson, J., & Annwall, G. (1983). Physiological and psychological indices of fatigue during static contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50, 179-193.
- Kraemer, W. J., Bush, J. A., Bauer, J. A., Triplett-McBride, N. T., Paxton, N. J., Clemson, A., et al. (1996). Influence of Compression Garments on Vertical Jump Performance in NCAA Division I Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10, 180-183.
- Kraemer, W. J., Bush, J. A., Newton, R. U., Duncan, N. D., Volek, J. S., Denegar, C. R., et al. (1998). Influence of a compression garment on repetitive power output production before and after different types of muscle fatigue. *Sports Medicine, Training & Rehabilitation*, 8, 163-184.
- Kuper, G. H., & Sterken, E. (2002). Endurance in speedskating: University of Groningen: Research Institute SOM.
- Kuper, G. H., & Sterken, E. (2004). Do skin suits increase average skating speed? : University of Groningen: CCSO Centre for Economic Research.
- Laursen, P., Francis, G., Abbiss, C., Newton, M., & Nosaka, K. (2007). Reliability of time-to-exhaustion versus time-trial running tests in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 1374-1379.
- Leirdal, S., Saetran, L., Roeleveld, K., Vereijken, B., Bråten, S., Løset, S., et al. (2006). Effects of body position on slide boarding performance by cross-country skiers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38, 1462-1469.

- Millet, G., Perrey, S., Divert, C., & Foissac, M. (2006). The role of engineering in fatigue reduction during human locomotion - a review *Sports Engineering*, 9, 209-220.
- Rundell, K. (1996). Compromised oxygen uptake in speed skaters during treadmill in-line skating. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 120-127.
- Rundell, K., Nioka, S., & Chance, B. (1997). Hemoglobin/myoglobin desaturation during speed skating. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29, 248-258.
- Rundell, K., & Pripstein, L. (1995). Physiological responses of speed skaters to treadmill low walking and cycle ergometry. *International Journal of Sports Medicine*, 16, 304-308.
- Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (2000). Work and Energy Influenced by Athletic Equipment. In B. M. Nigg, B. R. MacIntosh & J. Mester (Eds.), *Biomechanics and Biology of Movement* (pp. 49-65): Champaign, Ill. : Human Kinetics.
- Szmedra, L., Im, J., Nioka, S., Chance, B., & Rundell, K. (2001). Hemoglobin/myoglobin oxygen desaturation during Alpine skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33, 232-236.
- van Ingen Schenau, G., de Koning, J., Bakker, F., & de Groot, G. (1996). Performance-influencing factors in homogeneous groups of top athletes: a cross-sectional study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 1305-1310.
- Yuda, J., Yuki, M., Aoyanagi, T., Fujii, N., & Ae, M. (2007). Kinematic Analysis of the Technique for Elite Male Long-Distance Speed Skaters in Curving. *Journal of Applied Biomechanics*, 23, 128-138.
- Åstrand, P.-O., & Rodahl, K. (1986). *Textbook of work physiology : physiological bases of exercise* (3rd ed.). New York: McGraw-Hill.

Internett:

DESG (u.å.). Deutsche Eisschnellauf-Gemeinschaft. www.desg.de

KSL TV, (2002). Video: Speed skating suit. *Henta 11.mai 2007 frå nettsida til KSL TV.*

<http://2002.ksl.com/news-3752i.php?p=0>.

NSF (u.å.). Norges skøyteforbund. <http://n-s-f.no>

Speedo (u.å.). The LZR racer concept. www.speedo80.com/lzr-racer/development/.

VH Footwear, (u.å.). Structure Skin Suit. www.vhfootwear.com.



Spørsmål om deltaking i forskingsprosjekt:

”Kan ein oppnå muskulær avlastning ved statisk og dynamisk arbeid i skøytestilling ved hjelp av elastisk materiale?”

Informasjon til forsøksperson

Prosjektet er del av ei mastergrad ved NIH, og vert gjennomført under veileining av Gerald Smith og Jostein Hallén. Prosjektet skal etter planen avsluttast sommaren 2008, men di involvering som forsøksperson vil gå føre seg sommaren og hausten 2007.

Bakgrunn og hensikt

Draktene som vert nytta ved hurtigløp på skøyter har vore i kontinuerleg utvikling med tanke på å minske luftmotstand. Vinteren 2006/2007 vart det i WC og VM nytta trikotar frå ulike produsentar som truleg var utvikla og med tanke på å gi effekt utover minska luftmotstand. Dersom drakta kan syast som eit ekstra muskellag som gir musklane i kroppen betre arbeidsforhold kan dette gi auka prestasjonsevne.

Føremålet med denne studien er å undersøkje om ein kan oppnå ein slik ”avlastande” effekt på muskulaturen ved hjelp av ei drakt. Ei sjølvkonstruert drakt vil verte testa opp imot Nike draktene til det norske skøytelandslaget, samt kortbukser, ved 3 ulike testar. Dei tre testane er ein spensttest på kraftplattform, statisk uthald i skøyteposisjon til utmatting og 4 submaksimale drag på rulleskøyter på tredemølle.

Du vert med dette spurt om du vil vere forsøksperson i denne studien. Vi understrekar at det er heilt frivillig å delta og at du seinare kan trekkje deg utan å gje opp nokon grunn.

Omfang

For å oppnå pålitelege resultat er ein avhengig av minst 2 pretestar i tillegg til 3 testdagar med 2-3 dagar mellom kvar testdag. Kvar testdag tek omlag 2 timar, pretestane noko kortare. Siste pretest og dei tre testdagane vil krevje at du kan møte ved NIH i perioden 13.august – 31.august 2007.

Gjennomføring

Pretest nr 1: Spensttest med og utan konstruert drakt.
 Tilvenning rulleskøyter på mølle.
 Statisk test utan drakt for å finne plassering av beina og sittestilling.
 Ca. 1 time 30 minutt

Pretest nr 2: Spensttest med og utan konstruert drakt.
 Tilvenning rulleskøyter på mølle.
 Statisk test til utmatting utan drakt.
 Ca. 1 time 30 minutt

- Pretest nr 3: Spentstest med og utan konstruert drakt.
 Tilvenning rulleskøyter på mølle. Måling av oksygenopptak og laktat.
 Statisk test til utmatting utan drakt.
 Ca. 1 time 30 minutt
- Testdag 1, 2 og 3: Spentstest, rulleskøytetest og statisk test med enten kortkukse, Nike
 drakt eller elastisk drakt (randomisert rekkefølge).
 Ca. 2 timar
 Testdagane må gjennomførast i perioden 13. – 31. august 2007.

Sjå vedlegg ”testprosedyrar og metodar” for ytterlegare informasjon om testinga.

Fordelar og ulemper ved å delta i studien

Ved å delta i forsøket er du med på å undersøke om dei nye trikotane som kjem på marknaden faktisk kan vere betre enn tidlegare trikotar. Du vil få testa maksimal vertikal spenst og ”laktatprofil” på rulleskøyter. I tillegg vil det bli tatt eksakte mål av deg som du seinare kan nytte for tilpassing av trikotar.

Når ein går på rulleskøyter på tredemølle er ein sikra med tau slik at ein ikkje skal falle av mølla. Det er likevel mulig å skrubbe seg på underlaget ved eventuelt fall. Det kan og kjennast ubehagleg å puste gjennom munnstykket som vert nytta ved målinga av oksygenopptak, å stikkast i fingeren ved laktatprøver, å barbere områder for EMG elektroder, samt å stå statisk i skøytstilling til utmatting.

Målemetodar

Måling av maksimal vertikal spenst

Ved hjelp av ei kraftplattform kan ein registrere kraft mot underlaget versus tid. Ut frå dette kan ein berekne impulsen mot underlaget og vidare vertikal forflytning av massemidelpunktet (hoppøgde).

Måling av hjerterefrekvens (HF)

Hjerterefrekvensen vert målt med Polar puls- belte og klokke.

Måling av oksygenopptak

Kor mykje oksygen kroppen din brukar til ei kvar tid, kan bereknast ved å samanlikne oksygeninnhaldet i lufta du pustar inn, med oksygeninnhaldet i lufta du pustar ut. Forskjellen i mengda oksygen utgjer forbruket. For å samle all utpusta luft må du under målinga puste gjennom ein tovegs ventil som tillet fri innpust av frisk luft, og som dirigerar utpusta luft til eit analyseinstrument. Tovegs ventilen krev at du berre pustar gjennom munnen, og du får derfor ei klype på nasen. Pusting gjennom denne ventilen kan gi turr hals og munn. Ventilen og munnstykket er grundig vaska og desinfisert.

Måling av laktat

Mengda mjølkesyre som vert skilt ut i blodet indikerar i kor stor grad arbeidet er anaerobt. Mengda mjølkesyre kan målast i blod tatt frå ein fingertupp. Eit lite nålestikk i tuppen av fingeren vil gi ein liten bloddråpe, som så vert fanga opp i eit tynt røyr. Mengda blod som vert tatt frå fingersticket er omlag 30-40 mikroliter (3-4 dråpar) per stikk. Nålene som vert nytta er sterile eingangsnåler som er spesiallaga for fingerstikk. Prøvene vert analysert umiddelbart.

Måling av EMG

Elektromyografi (EMG) er ein metode for å registrere muskelaktivitet/ grad av aktivering ved hjelp av elektrodar plassert på huda. Elektrodane er avhengig av god kontakt med huda og

barbering av området for plassering av elektrodane er ofte nødvendig. Utover dette er det ingen ubehag med målinga.

Kinematisk analyse

For å kontrollere sittestilling (vinklar), skyvfrekvens og skyvlengde vert det nytta refleksive markørar festa til huda/drakta med tape. Barbering av eit område på 1x1 cm er nødvendig for å feste markørane til kroppen. Utover dette er det ingen ubehag med målinga.

Statisk test til utmatting

Tid til utmatting vert målt som tida frå start til du ikkje klarar å halde gitt posisjon. Posisjonen er lik din naturlege skøytestilling og er kontrollert med snorer som du skal touche med legg, rumpe og skuldrer. Du vil få kontinuerleg tilbakemelding på posisjon, samt sekundering av forsøksleiar. Testen føregår til utmatting og set krav til psykisk styrke og motivasjon.

Krav til deg som forsøksperson

For å delta i forsøket må du vere frisk norsk aktive mannlege skøyteløparar over 18 år som har gått mykje rulleskøyter i minst 1 sesong med stabil teknikk. Du må ha ein personleg rekord på 3000 meter betre enn 4 minutt og 20 sekund satt i Noreg. Du må vere tilgjengelig for 1 pretest og 3 testdager NIH i perioden 13.-31. august 2007, og vere motivert for å yte ditt beste på alle testane.

Forberedelse til oppmøter

Det vil vere minst 2 dagar mellom testdagane. Dagen før test kan du berre trene rolig. Det er viktig at dette vert følgt på grunn av at standardisering sikrar større pålitlighet til testdata.

På dei tre testdagane må du følgje same oppladning når det gjeld søvn, mat og drikke, som du ville gjort før ein konkurranse. Det er ein fordel om du kan stille i boxershorts eller kort ettersittande shorts ettersom refleksmarkørar og EMG elektrodar skal festast til hoftene og setemuskulatur.

Din sikkerhet

Det er frivillig å delta, og du kan når som helst trekke deg frå prosjektet utan å gje opp nokon grunn.

Alle data vil bli aidentifisert før dei vert lagt inn i ein database. Det betyr mellom anna at namnet ditt aldri vil bli nemnt i samband med resultata. Det vil heller aldri bli gitt opplysningar om kven som har delteke i forsøket. Ved prosjektslutt blir materialet anonymisert. Forskarane er underlagt teieplikt og at data vert behandla konfidensielt. Personopplysningar vil ikkje verte utlevert til andre.

Blodprøvene som verte teke ved stikk i fingeren vert analysert og destruert umiddelbart, men resultata av analysane vert lagra i ein forskningsbiobank. Ansvarleg for forskingsbiobanken er direktør Bård Wist. Dersom du ynskjer å tilbakekalle samtykket til å delta i dette prosjektet, kan du krevje at innsamla helse- og personopplysningar vert sletta eller utlevert. (Dette gjeld likevel ikkje dersom opplysningane allereie har inngått i vitskapleg arbeide.)

Dersom du har lest informasjonsskrivet og ynskjer å delta som forsøksperson i prosjektet, ber vi deg om å underskrive ”samtykke om deltaking” på neste side og returnere dette til ein av personane oppgitt nedanfor. Du bekreftar då at du har fått kopi av og lest denne informasjonen. Du vil få kopi av samtykkeerklæringa.

Prosjektet er tilrådd av Personvernombudet for forskning (Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS) og av Regional komité for medisinsk forskningsetikk.

Dersom du har spørsmål omkring prosjektet, kan du kontakte:
Håvard Myklebust, telefon 99 41 24 63, eller e-post: havard_myklebust@hotmail.com
Gerald Smith, telefon 23 26 23 20, eller e-post: gerald.smith@nih.no
Jostein Hallén, telefon 23 26 23 14, eller e-post: jostein.hallen@nih.no

Håvard Myklebust

Samtykke om deltaking

Eg har motteke og gjort meg kjent med informasjon om prosjektet ”Kan ein oppnå muskulær avlastning ved statisk og dynamisk arbeid i skøytestilling ved hjelp av eit elastisk materiale?”, og er villig til å delta i studien. Eg er kjend med at eg når som helst kan trekkje meg frå forsøka utan å gje opp nokon grunn.

Namn:.....

Telefon:.....

E-post:.....

Signatur:.....Sted:.....Dato:.....

MatLab-program for behandling av EMG og kraft data (Statisk test)

NB! Då programmet vart laga trudde eg at eg laga eit program for å ta RMS, men i ettertid har vi (etter lengre diskusjon med Gerald) funni ut at eg eigentleg har tatt eit gjennomsnitt av rektifisert data (heile opptaket på 5 sekund) – ”average value rectified” (AVR).

analyser.m:

```
clear all
close all

asf=18;           % antall statistiske filer
ak=9;            % antall kanaler brukt ved opptak
kkraft=3;        % kanal for kraft
klat=7;          % kanal for lateralis
kmed=8;          % kanal for medialis
krec=9;          % kanal for rectus
```

```
kalibrering
statisk_kalibrering
statisk
etterkalibrering
lagre
```

kalibrering.m:

```
%kalibrering

filnavn_kalibrering = ['kalibrering0001_a.tsv';'kalibrering0002_a.tsv'];
save filnavn_kalibrering

for n=1:2
    ufilt_emg=load(filnavn_kalibrering(n,:));

    kanalvalg
    juster_nullpunkt
    filtrer_signal
    snu_signal
    powerspektrum

    resultater

    if n>1
        rms_kalibrering=cat(1,rms_kalibrering,resultat_rms);
        power_kalibrering=cat(1,power_kalibrering,resultat_power);
    else
        rms_kalibrering=resultat_rms;
        power_kalibrering=resultat_power;
    end
end
```

```
end
```

```
lagre_kalibrering=cat(2,rms_kalibrering,power_kalibrering);
save lagre_kalibrering
```

statisk_kalibrering.m:

```
% kalibrering før statisk
```

```
filnavn_statisk_kalibrering = ['statisk kalibrering0001_a.tsv';'statisk
kalibrering0002_a.tsv'];
```

```
save filnavn_statisk_kalibrering
```

```
for n=1:2
```

```
    ufilt_emg=load(filnavn_statisk_kalibrering(n,:));
```

```
    kanalvalg
```

```
    juster_nullpunkt
```

```
    filtrer_signal
```

```
    snu_signal
```

```
    powerspektrum
```

```
    resultater
```

```
    if n>1
```

```
        rms_statisk_kalibrering=cat(1,rms_statisk_kalibrering,resultat_rms);
```

```
        power_statisk_kalibrering=cat(1,power_statisk_kalibrering,resultat_power);
```

```
    else
```

```
        rms_statisk_kalibrering=resultat_rms;
```

```
        power_statisk_kalibrering=resultat_power;
```

```
    end
```

```
end
```

```
lagre_statisk_kalibrering=cat(2,rms_statisk_kalibrering,power_statisk_kalibrering);
```

```
save lagre_statisk_kalibrering
```

statisk.m:

```
% statisk
```

```
% antall filer varierer fra 11 til 36 fra ulike forsøkspersonar
```

```
filnavn_statisk=['statisk0001_a.tsv';'statisk0002_a.tsv';'statisk0003_a.tsv';'statisk0004_
_a.tsv';'statisk0005_a.tsv';'statisk0006_a.tsv';'statisk0007_a.tsv';'statisk0008_a.tsv';'sta
tisk0009_a.tsv';'statisk0010_a.tsv';'statisk0011_a.tsv';'statisk0012_a.tsv';'statisk0013_
_a.tsv';'statisk0014_a.tsv';'statisk0015_a.tsv';'statisk0016_a.tsv';'statisk0017_a.tsv';'stati
sk0018_a.tsv';'statisk0019_a.tsv';'statisk0020_a.tsv';'statisk0021_a.tsv';'statisk0022_a.t
sv';'statisk0023_a.tsv';'statisk0024_a.tsv';'statisk0025_a.tsv';'statisk0026_a.tsv';'statisk
0027_a.tsv';'statisk0028_a.tsv';'statisk0029_a.tsv';'statisk0030_a.tsv';'statisk0031_a.tsv
';'statisk0032_a.tsv';'statisk0033_a.tsv';'statisk0034_a.tsv';'statisk0035_a.tsv';'statisk00
36_a.tsv'];
```

```
save filnavn_statisk
```

```

for n=1:asf
    ufilt_emg=load(filnavn_statisk(n,:));

    kanalvalg
    juster_nullpunkt
    filtrer_signal
    snu_signal
    powerspektrum

    resultater

    if n>1
        rms_statisk=cat(1,rms_statisk,resultat_rms);
        power_statisk=cat(1,power_statisk,resultat_power);
    else
        rms_statisk=resultat_rms;
        power_statisk=resultat_power;
    end
end

lagre_statisk=cat(2,rms_statisk,power_statisk);
save lagre_statisk

etterkalibrering.m:
% etterkalibrering
filnavn_etter_kalibrering = ['etter0001_a.tsv';'etter0002_a.tsv'];
save filnavn_etter_kalibrering

for n=1:2
    ufilt_emg=load(filnavn_etter_kalibrering(n,:));

    kanalvalg
    juster_nullpunkt
    filtrer_signal
    snu_signal
    powerspektrum

    resultater

    if n>1
        rms_etterkalibrering=cat(1,rms_etterkalibrering,resultat_rms);
        power_etterkalibrering=cat(1,power_etterkalibrering,resultat_power);
    else
        rms_etterkalibrering=resultat_rms;
        power_etterkalibrering=resultat_power;
    end
end

lagre_etterkalibrering=cat(2,rms_etterkalibrering,power_etterkalibrering);

```

save lagre_etterkalibrering

kanalvalg.m:

```
% == Kanalvalg ==
% angir kva analoge kanalar som var i bruk
```

```
kraft_z=ufilt_emg(:,kkraft);
lateralis_emg=ufilt_emg(:,klat);
medialis_emg=ufilt_emg(:,kmed);
rectus_emg=ufilt_emg(:,krec);
```

juster_nullpunkt.m:

```
%justere nullpunkt
```

```
nof_emg=size(lateralis_emg);
nof_emg=nof_emg(1);
```

```
justering=mean(kraft_z);          % summen av rå-EMG skal bli 0.
justering1=mean(lateralis_emg);
justering2=mean(medialis_emg);
justering3=mean(rectus_emg);
```

```
for i=1:nof_emg;
    kraft_justert(i,:)=(kraft_z(i,:)-justering);
    lateralis_justert(i,:)=(lateralis_emg(i,:)-justering1);
    medialis_justert(i,:)=(medialis_emg(i,:)-justering2);
    rectus_justert(i,:)=(rectus_emg(i,:)-justering3);
end
```

```
% == for Å sjekke justering ==
% figure,plot(kraft_z(:,:))
% hold on
% plot(kraft_justert(:,:),'r')
```

```
% mean(kraft_z)
% mean(kraft_justert)
```

```
% kan og sjekke for lateralis_emg, medialis_emg og rectus emg.
```

filtrer_signal.m:

```
fs=1200;
nof_emg=size(ufilt_emg(:,1));
nof_emg=nof_emg(1);

fc=500;
band=[10 500]/(fs/2);
[b,a]=butter(2,band,'bandpass');          % Mikkel-EMG-metode
for i=1
    lateralis_filt(:,i)=filtfilt(b,a,lateralis_justert(:,i));
    medialis_filt(:,i)=filtfilt(b,a,medialis_justert(:,i));
```



```

rectus_filt(:,i)=filtfilt(b,a,rectus_justert(:,i));
%kraft_filt(:,i)=filtfilt(b,a,kraft_justert(:,i)); % Filtre kraft?
kraft_filt(:,i)=kraft_justert(:,i);      % ved ikkje filtrering. kun for å få same
namn.
end

```

```

% figure, plot (lateralis_justert)      %sjekker filtrering (lateralis)
% hold on
% plot (lateralis_filt,'r')

```

snu_signal.m:

```

% == snur signalet ved Å kvadrere og sÅ ta rota ==

```

```

nof_emg=size(lateralis_filt);
nof_emg=nof_emg(1);

```

```

for i=1:nof_emg;
    kraft_kvadrert (i,:)=kraft_filt(i,:)^2;
    lateralis_kvadrert (i,:)=lateralis_filt(i,:)^2;
    medialis_kvadrert (i,:)=medialis_filt(i,:)^2;
    rectus_kvadrert (i,:)=rectus_filt(i,:)^2;
end

```

```

for i=1:nof_emg;
    kraft_snudd (i,:)=kraft_kvadrert(i,:)^0.5;
    lateralis_snudd (i,:)=lateralis_kvadrert(i,:)^0.5;
    medialis_snudd (i,:)=medialis_kvadrert(i,:)^0.5;
    rectus_snudd (i,:)=rectus_kvadrert(i,:)^0.5;
end

```

```

% == sjekker kvadrering ==:
%figure,plot (kraft_kvadrert)
%hold on
%plot (kraft_snudd,'r')
%figure,plot (lateralis_kvadrert)
%hold on
%plot (lateralis_snudd,'r')
%figure,plot (medialis_kvadrert)
%hold on
%plot (medialis_snudd,'r')
%figure,plot (rectus_kvadrert)
%hold on
%plot (rectus_snudd,'r')

```

powerspektrum.m:

```

% ===== Powerspektrum =====
f = 1200*(0:3000)/6000;      % frekvens, sykluser pr tid

```

```

% finite Fourier transform
fft_kraft=fft(kraft_filt);

```

```

fft_lateralis=fft(lateralis_filt);
fft_medialis=fft(medialis_filt);
fft_rectus=fft(rectus_filt);

% powerberegning:
power_kraft=fft_kraft.* conj(fft_kraft) / 6000;
power_lateralis=fft_lateralis.* conj(fft_lateralis) / 6000;
power_medialis=fft_medialis.* conj(fft_medialis) / 6000;
power_rectus=fft_rectus.* conj(fft_rectus) / 6000;

% plot:
%figure,plot (f,power_kraft(1:3001))
%figure,plot (f,power_lateralis(1:3001))
%figure,plot (f,power_medialis(1:3001))
%figure,plot (f,power_rectus(1:3001))

% Integrering av power (lateralis)
ipower_lateralis=0;
ipower_medialis=0;
ipower_rectus=0;
for i=1:3000
    if i>1
        ipower_lateralis(i)=ipower_lateralis(i-1)+power_lateralis(i);
        ipower_medialis(i)=ipower_medialis(i-1)+power_medialis(i);
        ipower_rectus(i)=ipower_rectus(i-1)+power_rectus(i);
    else
        ipower_lateralis(i)=power_lateralis(i);
        ipower_medialis(i)=power_medialis(i);
        ipower_rectus(i)=power_rectus(i);
    end
end

% finner medianfrekvens
halv_ipower_lateralis=ipower_lateralis(3000)/2;
halv_ipower_medialis=ipower_medialis(3000)/2;
halv_ipower_rectus=ipower_rectus(3000)/2;

for i=1:3000
    if ipower_lateralis(i)<halv_ipower_lateralis;
        frekvens_lateralis=1200*i/6000;
    else
        end
    if ipower_medialis(i)<halv_ipower_medialis;
        frekvens_medialis=1200*i/6000;
    else
        end
    if ipower_rectus(i)<halv_ipower_rectus;
        frekvens_rectus=1200*i/6000;
    else
        end
end

```

end

resultater.m:

```
% === utdata/resultater ===
```

```
% RMS:
```

```
rms_kraft = mean (kraft_snudd);
```

```
rms_lateralis = mean (lateralis_snudd);
```

```
rms_medialis = mean (medialis_snudd);
```

```
rms_rectus = mean (rectus_snudd);
```

```
resultat_rms=[rms_kraft,rms_lateralis,rms_medialis,rms_rectus];
```

```
% Powerspektrum
```

```
resultat_power=[frekvens_lateralis,frekvens_medialis,frekvens_rectus];
```

lagre.m:

```
% == lagre ==
```

```
utdata_kalibrering =
```

```
cat(1,lagre_kalibrering,lagre_statisk_kalibrering,lagre_etterkalibrering)
```

```
utdata_statisk = lagre_statisk
```

```
save utdata_kalibrering
```

```
save utdata_statisk
```

```
dlmwrite('utdata_kalibrering.txt',utdata_kalibrering,'delimiter','\t','precision', '%.10f','newline','pc');
```

```
dlmwrite('utdata_statisk.txt',utdata_statisk,'delimiter','\t','precision', '%.10f','newline','pc');
```

Vedlegg 3 – Individuelle verdier

Rulleskøytetest

Tabell Rulleskøytetest. Alle rådata for alle forsøkspersonane og alle draktene under rulleskøytetesten. Vekt før: vekten etter oppvarming (utan drakt). Vekt etter: vekten før spensttesten (med drakt). VO_2 : oksygenopptaket (ml/min). VE: ventilasjon (l/min). VCO_2 : utanda CO_2 (ml/min). RER: VCO_2/VO_2 . BF: pustefrekvens (pust/min). Laktat: laktat i blod etter draget (mmol/l). HF not: notert hjartefrekvens etter draget. HF reg: Hjartefrekvens frå pulsklokka. Vinkel: knevinkel i grader der 180 er strakt kne. Frekvens: skyvfrekvens (Hz).

FP	Drakt	Belastning	Vekt før	Vekt etter	VO_2	VE	VCO_2	RER	BF	Laktat	HF not	HF reg	Vinkel	Frekvens
1	UD	Kalibrering	79,76	79,26	3443	99	3437	1,00	33	4,37	165	*	103,8	0,927
		1.bel.			3422	97	3315	0,97	34	4,20	165	*	103,6	0,915
		2.bel.			3762	115	3684	0,98	38	5,17	173	*	104,9	0,987
		3.bel.			4109	141	4160	1,01	45	7,29	181	*	104,3	1,027
	KD	Kalibrering	79,91	80,15	3444	97	3532	1,03	34	5,25	150	146	103,4	0,900
		1.bel.			3636	107	3678	1,01	38	5,73	158	157	105,4	0,987
		2.bel.			4059	128	4104	1,01	43	7,73	173	172	103,0	0,998
		3.bel.			4505	159	4666	1,04	51	11,71	184	181	101,1	1,062
	NIKE	Kalibrering	80,22	80,35	3524	101	3564	1,01	36	5,34	148	144	103,2	0,926
		1.bel.			3653	104	3583	0,98	36	5,12	158	154	104,8	0,969
		2.bel.			4171	136	4228	1,01	45	6,68	171	169	103,8	1,022
		3.bel.			4607	169	4804	1,04	52	10,50	184	181	102,2	1,085
2	UD	Kalibrering	69,73	69,43	2778	77	2813	1,01	33	5,19	146	*	100,0	0,930
		1.bel.			2817	75	2716	0,97	32	4,27	150	*	99,2	0,919
		2.bel.			2949	81	2804	0,95	35	4,52	161	*	99,7	0,985
		3.bel.			3182	96	3106	0,98	41	5,78	170	*	97,4	1,020
	KD	Kalibrering	68,90	69,71	2748	80	2893	1,05	36	5,45	166	163	100,0	0,951
		1.bel.			2859	79	2969	1,04	33	5,80	172	174	100,5	0,988
		2.bel.			2986	93	3059	1,03	43	6,29	183	181	102,2	1,005
		3.bel.			3186	112	3364	1,06	49	8,36	189	189	103,0	1,060
	NIKE	Kalibrering	70,27	70,73	2831	85	3045	1,08	35	4,68	170	170	101,0	1,008
		1.bel.			2809	85	2946	1,05	39	4,59	172	173	102,6	1,024
		2.bel.			3049	101	3222	1,06	45	6,36	183	182	103,7	1,054
		3.bel.			3301	127	3584	1,09	55	8,48	186	194	103,7	1,085

* Verdi ikkje lagra

FP	Drakt	Belastning	Vekt før	Vekt etter	VO ₂	VE	VCO ₂	RER	BF	Laktat	HF not	HF reg	Vinkel	Frekvens	
3	UD	Kalibrering	72,63	72,56	3378	96	3460	1,02	34	4,34	151	151	96,2	0,796	
		1.bel.			3295	92	3242	0,98	32	3,89	157	153	97,8	0,827	
		2.bel.			3473	103	3490	1,01	38	5,08	167	165	96,2	0,902	
		3.bel.			3677	122	3823	1,04	41	5,45	176	174	96,3	0,960	
	KD	Kalibrering	71,84	72,32	3117	90	3285	1,06	28	3,57	158	154	96,4	0,796	
		1.bel.			3099	91	3208	1,03	30	3,15	161	160	98,2	0,825	
		2.bel.			3316	97	3402	1,03	35	3,99	173	172	97,2	0,882	
		3.bel.			3511	119	3750	1,07	43	5,84	183	184	98,2	0,976	
NIKE		**													
4	UD	Kalibrering	79,70	79,35	3229	84	3208	0,99	32	2,37	*	138	99,0	1,008	
		1.bel.			3246	79	3089	0,95	31	1,83	147	144	100,2	0,951	
		2.bel.			3628	93	3542	0,98	35	2,67	160	158	100,0	1,047	
		3.bel.			4058	119	4198	1,03	41	4,59	170	170	100,5	1,115	
	KD	Kalibrering	78,34	78,70	3176	81	3012	0,95	32	2,26	146	144	102,4	0,909	
		1.bel.			2997	85	2975	0,99	34	1,84	151	148	103,0	0,969	
		2.bel.			3296	96	3249	0,99	39	2,71	168	162	102,0	1,024	
		3.bel.			3650	106	3658	1,00	40	3,30	175	174	100,0	1,111	
	NIKE	Kalibrering	79,97	80,41	3215	81	3133	0,97	32	2,56	148	146	101,3	0,915	
		1.bel.			3145	80	3086	0,98	32	2,53	160	157	102,7	1,007	
		2.bel.			3404	94	3365	0,99	38	2,89	169	168	102,6	1,093	
		3.bel.			3759	109	3825	1,01	41	4,02	178	177	102,3	1,170	
	5	UD	Kalibrering	82,29	82,14	3695	117	3906	1,06	44	6,88	153	150	97,0	0,890
			1.bel.			3732	116	3747	1,00	45	7,17	156	152	102,7	0,930
			2.bel.			4055	136	4087	1,01	51	9,29	168	166	100,2	0,992
			3.bel. ***								7,71			99,3	0,995
KD		Kalibrering	82,14	82,73	3881	128	4111	1,06	48	6,69	163	158	99,3	0,988	
		1.bel.			3917	128	3935	1,00	52	7,02	165	163	101,5	0,946	
		2.bel.			4264	152	4199	0,98	59	8,54	174	173	99,8	1,012	
		3.bel. ***								8,42			96,3	0,971	
NIKE		Kalibrering	82,47	82,62	3865	119	3712	0,96	49	7,20	163	159	100,7	0,943	
		1.bel.			3844	130	3943	1,03	52	7,54	166	163	99,4	0,915	
		2.bel.			4164	151	4168	1,00	58	9,01	175	173	100,4	0,957	
		3.bel. ***								7,74			101,3	0,977	

* Verdi ikkje lagra

** FP 3 gjennomførte ikkje test med NIKE pga. sjukdom.

*** 3.bel. for FP 5 var 2 minutt på samme fart som 2.bel.

Spentstest

Tabell spentstest. Kroppsvekt, hoppøgde, makskraft og satstid for alle forsøk for alle forsøkspersonane med dei ulike draktene i spentstesten.

UD 1 = fyrste forsøk utan drakt, KD 2 = andre forsøk med konstruert drakt osv.

	FP	UD 1	UD 2	UD 3	UD 4	UD 5	KD 1	KD 2	KD 3	KD 4	KD 5	KD 6	NIKE 1	NIKE 2	NIKE 3	NIKE 4	NIKE 5
Kroppsvekt (kg)	1	79,27	79,27	79,27	79,27	79,27	80,15	80,15	80,15	80,23	80,23		80,35	80,35	80,35	80,35	80,35
Hoppøgde (cm)		40,4	40,0	39,8	40,5	38,0	41,8	42,4	40,7	39,3	41,7		41,9	42,0	40,0	40,3	38,5
Makskraft (N)		1673	1693	1681	1664	1658	1746	1765	1740	1743	1752		1738	1719	1714	1732	1710
Satstid (s)		0,400	0,413	0,404	0,378	0,374	0,3759	0,3671	*	0,3953	0,360		0,3822	0,3907	0,3779	0,3752	0,3762
Kroppsvekt (kg)	2	69,43	69,43	69,43	69,50	69,50	69,71	69,59	69,59	69,64	69,64		70,73	70,73	70,73	70,73	70,73
Hoppøgde (cm)		35,7	35,2	35,5	33,1	36,6	40,1	38,6	38,1	40,2	39,9		37,2	38,8	38,3	37,7	37,2
Makskraft (N)		1404	1415	1452	1360	1464	1549	1516	1490	1506	1484		1454	1503	1524	1512	1453
Satstid (s)		0,377	0,371	0,369	0,394	0,354	0,3432	0,3436	0,3773	0,3536	0,343		0,367	0,3508	0,3485	0,3565	0,3772
Kroppsvekt (kg)	3	72,56	72,56	72,56	72,48	72,51	72,32	72,32	72,32	72,32	72,27	72,15	**	**	**	**	**
Hoppøgde (cm)		43,5	43,9	45,3	44,4	45,0	45,4	45,3	46,2	45,8	46,5	47,1	**	**	**	**	**
Makskraft (N)		1618	1607	1613	1633	1605	1664	1690	1596	1581	1594	1601	**	**	**	**	**
Satstid (s)		0,384	0,382	0,385	0,367	0,381	0,3628	0,3369	0,3619	0,3754	0,377	0,376	**	**	**	**	**
Kroppsvekt (kg)	4	79,35	79,35	79,35	79,35	79,35	78,70	78,70	78,70	78,70	78,70		80,41	80,41	80,41	80,41	80,41
Hoppøgde (cm)		32,4	34,5	34,1	34,0	35,2	37,8	37,0	37,4	38,0	37,2		36,2	37,3	37,2	36,2	35,7
Makskraft (N)		1595	1551	1554	1535	1544	1653	1657	1624	1603	1583		1657	1580	1611	1597	1627
Satstid (s)		0,397	0,402	0,413	0,450	0,435	0,379	0,393	0,381	*	0,417		0,406	0,421	0,429	0,416	0,422
Kroppsvekt (kg)	5	82,14	82,14	82,14	82,14	82,14	82,73	82,73	82,73	82,58	82,58		82,62	82,62	82,62	82,62	82,62
Hoppøgde (cm)		40,0	39,2	41,3	40,7	41,4	42,3	40,0	39,6	43,7	45,0		40,7	42,5	40,7	41,7	41,3
Makskraft (N)		1792	1829	1749	1757	1866	1879	1979	1900	1988	1940		1839	1895	1822	1896	1917
Satstid (s)		0,348	0,367	0,386	0,395	0,349	0,379	0,394	0,350	0,423	0,407		0,362	0,376	0,354	0,430	0,417

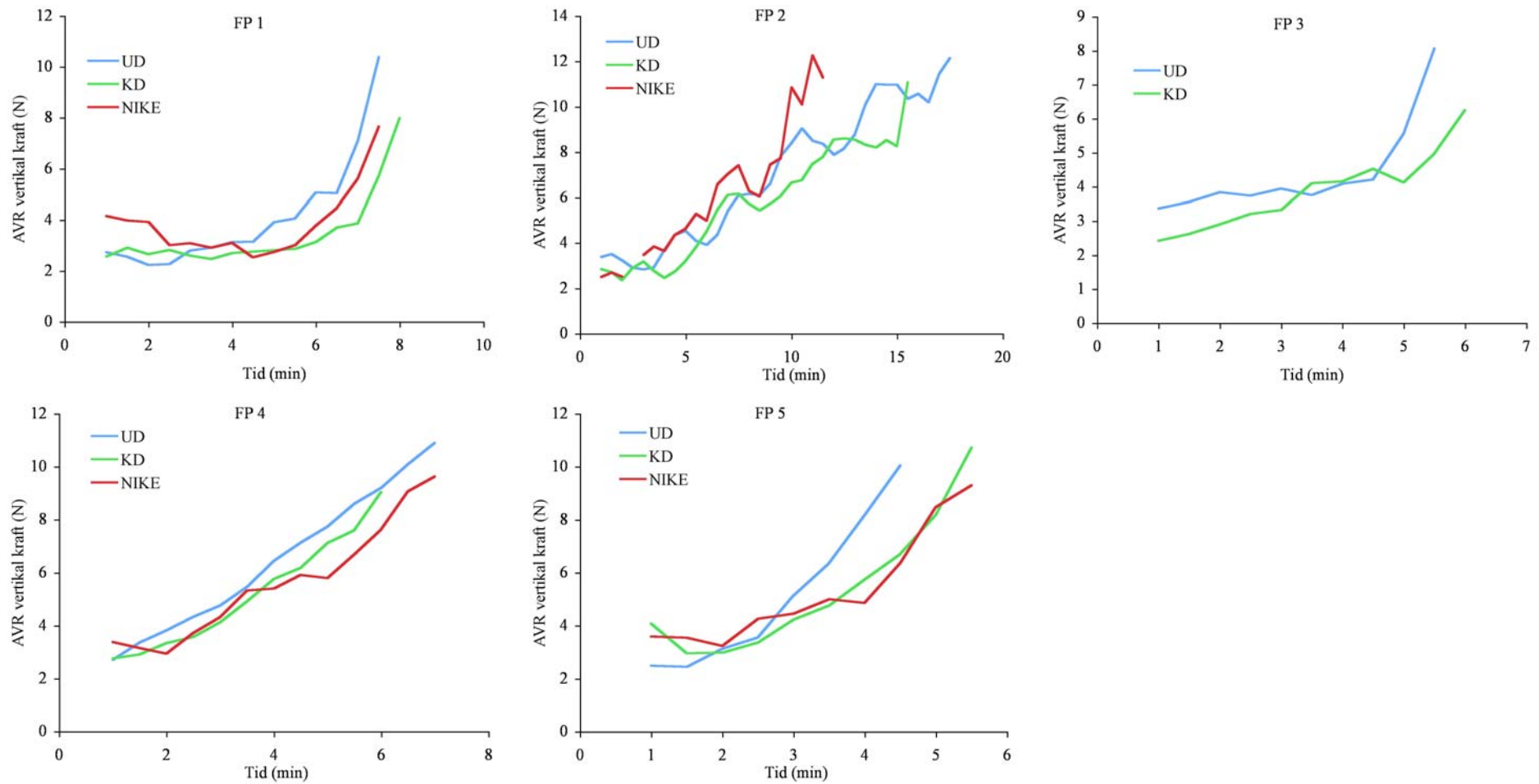
* verdi ikkje lagra

** FP 3 gjennomførte ikkje test med NIKE

Statisk test

Vedlegget for den statiske testen består i 3 delar. Den fyrste delen er ein tabell over sittestilling, tid til utmatting (TTU), laktat, akkumulerte verdiar for oksygenopptak og ventilasjon dei fyrste 5 minutta av testen, samt høgste verdi for oksygenopptak og ventilasjon for alle 5 forsøkspersonane med alle 3 draktene. I den andre delen er individuelle kurver for AVR vertikal kraft (ufrivillig heilkroppsvibrasjon) presentert som glatta gjennomsnitt av 3 påfølgjande målingar. I den tredje delen er kontinuerleg målte verdiar under den statiske testen presentert i tabellar for kvar enkelt forsøksperson. Legg merke til at i tidspunktet ”0/kal” er verdiane for kraft og EMG frå kalibreringsopptaket i forkant av testen og ikkje samtidig med dei ventilatoriske variablane i tidspunktet 0 (i det testen starta). I tillegg er benevninga for FP 2 teke bort for å spare plass, men oppsettet er likt som dei andre forsøkspersonane. * tyder på at måling ikkje vart notert eventuelt feil ved måling.

FP	Drakt	Ankelvinkel (grader)	Knevinkel (grader)	Hoftevinkel (grader)	TTU (s)	Laktat 1/2/3 (mmol/l)	akkumulert VO2 5 min. (ml)	VO2peak (ml/min)	akkumulert VE 5 min. (l)	Peak VE (l/min)
1	UD				480	8,41/6,27	4264	1636	150	66
	KD	59	90	54	525	7,20/8,52/6,92	3969	1564	125	88
	NIKE				502	6,65/6,96/6,35	4273	1656	129	102
2	UD				1080	4,15/4,14/4,14	3660	1628	132	75
	KD	62	100	67	960	5,16/4,92/4,75	3240	1412	123	77
	NIKE				720	5,69/6,01/5,79	3554	1543	155	82
3	UD				360	6,90/3,89/2,90	4550	1406	224	68
	KD	60	91	50	428	3,95/3,64	4263	1398	207	77
4	UD				465	2,86/2,56/2,47	4242	1537	144	72
	KD	63	94	53	410	2,96/2,93/2,63	3981	1196	174	82
	NIKE				455	3,02/3,05/3,04	4366	1390	160	58
5	UD				300	6,17/4,31/3,59	5033	1508	182	106
	KD	59	90	52	360	4,37/4,79/4,87	4579	1470	127	58
	NIKE				360	4,69/4,69/4,19	4495	1369	152	66



Figur heilkroppsvibrasjon/skjelving. Individuelle figurar for AVR vertikal kraft med dei ulike draktene.

FP 1	UD										KD										NIKE												
	Tid (min)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (V'CO ₂ /V'O ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (V'CO ₂ /V'O ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (V'CO ₂ /V'O ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)		
-2,5	594	25	0,85	24	508	94					336	11	0,73	20	245	*						336	11	0,73	20	245	*						
-2,0	497	22	0,94	21	469	95					456	15	0,72	20	329	91						456	15	0,72	20	329	91						
-1,5	440	20	0,97	22	427	93					346	11	0,72	17	250	90						346	11	0,72	17	250	90						
-1,0	275	12	0,87	15	239	95					380	12	0,73	18	279	95						380	12	0,73	18	279	95						
-0,5	307	10	0,75	14	230	101					354	11	0,73	18	260	96						354	11	0,73	18	260	96						
0/kal	294	10	0,69	13	204	103	3,94	100	100	100	423	13	0,72	18	303	100	2,93	100	100	100	100	423	13	0,72	18	303	100	2,93	100	100	100	100	*
0,5	692	19	0,68	23	467	101	2,83	78	78	72	645	18	0,74	23	480	99	2,12	85	123	116	116	645	18	0,74	23	480	99	2,12	85	123	116	116	*
1,0	960	22	0,66	22	633	109	3,31	73	72	79	819	20	0,71	23	584	103	3,30	80	105	110	110	819	20	0,71	23	584	103	3,30	80	105	110	110	*
1,5	866	23	0,79	24	680	110	2,06	76	76	76	744	19	0,80	22	592	113	2,27	77	104	135	135	744	19	0,80	22	592	113	2,27	77	104	135	135	*
2,0	844	26	0,92	22	777	115	2,31	76	75	109	821	23	0,86	22	704	118	3,15	78	111	127	127	821	23	0,86	22	704	118	3,15	78	111	127	127	*
2,5	899	35	1,10	24	985	116	2,31	82	82	113	845	27	0,95	22	803	115	2,54	90	128	160	160	845	27	0,95	22	803	115	2,54	90	128	160	160	*
3,0	898	38	1,14	24	1021	114	2,18	88	88	123	724	24	0,97	23	700	112	2,77	90	133	177	177	724	24	0,97	23	700	112	2,77	90	133	177	177	*
3,5	741	33	1,15	26	855	114	3,90	88	86	140	791	26	0,94	23	742	114	2,49	97	134	179	179	791	26	0,94	23	742	114	2,49	97	134	179	179	*
4,0	798	31	1,02	26	814	118	2,65	97	90	140	883	28	0,92	23	813	113	2,13	98	132	192	192	883	28	0,92	23	813	113	2,13	98	132	192	192	*
4,5	914	36	1,01	25	919	120	2,84	97	95	152	810	31	1,05	21	853	117	3,47	103	136	211	211	810	31	1,05	21	853	117	3,47	103	136	211	211	*
5,0	916	37	1,03	25	948	122	3,94	106	115	171	855	33	1,06	20	909	116	2,67	108	138	236	236	855	33	1,06	20	909	116	2,67	108	138	236	236	*
5,5	1050	38	0,95	24	994	130	4,95	90	110	181	963	37	1,05	20	1008	124	2,28	112	142	267	267	963	37	1,05	20	1008	124	2,28	112	142	267	267	*
6,0	1096	43	1,03	26	1133	135	3,27	104	128	214	982	41	1,11	20	1085	126	3,66	125	151	302	302	982	41	1,11	20	1085	126	3,66	125	151	302	302	*
6,5	1129	50	1,08	28	1224	136	6,97	101	123	199	992	42	1,09	20	1081	129	3,46	123	151	304	304	992	42	1,09	20	1081	129	3,46	123	151	304	304	*
7,0	1195	53	1,07	31	1284	139	4,89	100	130	189	1100	53	1,17	22	1290	134	3,96	125	155	368	368	1100	53	1,17	22	1290	134	3,96	125	155	368	368	*
7,5	1217	54	1,06	35	1291	141	9,39	105	128	221	1097	53	1,17	18	1282	136	4,14	140	157	412	412	1097	53	1,17	18	1282	136	4,14	140	157	412	412	*
8,0	1560	69	1,04	44	1617	145	16,87	125	138	295	1214	66	1,23	22	1495	140	9,04	143	174	422	422	1214	66	1,23	22	1495	140	9,04	143	174	422	422	*
8,5	1399	49	1,03	32	1440	128					1353	81	1,26	28	1699	145	10,78	164	187	550	550	1353	81	1,26	28	1699	145	10,78	164	187	550	550	*
9,0	1873	74	1,45	29	2723	133					1288	94	1,29	38	1659	147						1288	94	1,29	38	1659	147						
9,5	937	58	-	26	1875	125					1743	60	1,14	31	1983	134						1743	60	1,14	31	1983	134						
10,0	811	41	1,48	24	1202	106					1385	72	1,84	25	2547	131						1385	72	1,84	25	2547	131						
10,5	693	30	1,14	26	787	100					866	45	1,63	24	1409	124						866	45	1,63	24	1409	124						
11,0	622	23	0,97	24	604	90					807	39	1,42	23	1145	106						807	39	1,42	23	1145	106						
11,5	614	20	0,87	19	533	*					730	29	1,10	21	804	98						730	29	1,10	21	804	98						
12,0	492	16	0,82	19	405	*					695	24	0,93	22	643	*						695	24	0,93	22	643	*						
12,5	575	17	0,78	17	447	*					671	22	0,86	21	580	90						671	22	0,86	21	580	90						
13,0	473	14	0,79	18	373	*					743	24	0,84	20	627	84						743	24	0,84	20	627	84						
13,5	521	16	0,77	18	402	*					496	17	0,86	20	428	86						496	17	0,86	20	428	86						
14,0	545	16	0,77	20	422	76					550	17	0,81	20	444	85						550	17	0,81	20	444	85						
14,5	355	11	0,77	22	272	*					616	19	0,81	20	498	85						616	19	0,81	20	498	85						
15,0											497	17	0,84	19	418	83						497	17	0,84	19	418	83						

FP 2	UD										KD										NIKE										
	Tid	VO2	VE	RER	BF	VCO2	HF	AVR kraft	EMG lat.	EMG med.	EMG rec.	VO2	VE	RER	BF	VCO2	HF	AVR kraft	EMG lat.	EMG med.	EMG rec.	VO2	VE	RER	BF	VCO2	HF	AVR kraft	EMG lat.	EMG med.	EMG rec.
-2,5	406	18	0,77	18	314	85					779	21	0,83	14	649	110						406	23	0,90	24	366	110				
-2,0	486	15	0,87	17	421	80					579	17	0,94	14	544	114						418	16	1,00	20	420	108				
-1,5	401	14	0,85	16	342	84					354	12	1,00	12	353	114						512	18	0,98	19	503	102				
-1,0	365	12	0,82	14	298	91					601	16	0,85	14	509	114						272	9	0,87	11	237	107				
-0,5	392	11	0,75	16	292	95					309	9	0,85	10	264	109						514	17	0,84	19	434	111				
0/kal	416	11	0,73	17	306	97	1,83	100	100	100	508	14	0,80	20	405	117	3,72	100	100	100	416	12	0,82	14	342	116	2,12	100	100	100	
0,5	588	14	0,74	18	433	94	3,14	93	81	87	437	12	0,81	16	356	112	2,27	92	76	87	689	20	0,81	20	558	107	2,10	93	91	75	
1,0	815	21	0,76	26	619	103	3,90	84	85	77	768	21	0,82	22	633	117	4,60	86	75	88	758	24	0,94	23	710	122	2,88	97	96	76	
1,5	811	26	0,88	31	717	104	3,10	91	82	83	745	24	0,94	27	702	119	1,67	84	73	84	660	26	1,18	23	778	123	2,51	89	77	66	
2,0	676	25	0,94	34	639	104	*	88	83	85	733	28	1,06	33	778	121	1,86	81	73	83	681	30	1,26	25	858	125	*	93	91	74	
2,5	632	24	0,94	36	597	107	3,37	88	84	83	547	27	1,20	37	658	125	3,55	83	74	82	670	30	1,25	27	838	130	*	95	95	76	
3,0	716	25	0,90	37	646	106	2,43	93	92	90	595	25	1,07	35	637	121	3,25	81	78	85	746	36	1,29	25	964	131	*	107	114	87	
3,5	754	29	0,96	38	721	113	2,70	102	98	98	616	25	1,04	32	637	120	2,74	93	91	98	657	33	1,29	28	846	130	3,47	101	104	178	
4,0	730	30	0,99	40	719	114	3,63	96	88	101	667	28	1,07	34	712	125	2,31	84	75	89	757	37	1,22	31	928	133	4,21	100	108	202	
4,5	751	32	0,93	48	700	112	4,71	103	101	108	710	28	1,00	35	714	120	2,31	90	83	168	739	37	1,21	27	895	133	3,25	123	128	191	
5,0	846	37	0,95	49	804	114	4,72	109	110	112	662	27	1,03	29	681	124	3,60	104	101	192	750	37	1,19	29	891	137	5,60	121	131	306	
5,5	763	33	0,97	42	739	118	4,15	106	109	199	667	25	0,99	26	662	130	3,69	102	114	259	785	38	1,14	31	894	137	5,02	125	134	243	
6,0	886	36	0,92	47	819	124	3,38	112	119	221	756	26	0,98	27	740	129	4,16	110	119	265	789	38	1,11	34	880	138	5,20	131	150	358	
6,5	894	39	0,94	51	844	119	4,20	120	124	262	820	30	1,00	27	818	128	5,64	114	116	290	946	44	1,06	38	1000	142	4,71	139	164	333	
7,0	950	45	0,98	57	928	127	5,52	125	127	306	768	29	1,07	22	819	129	6,54	115	130	330	839	47	1,20	35	1003	141	9,84	159	177	394	
7,5	979	44	0,95	56	932	125	6,47	124	123	349	917	33	1,03	26	942	131	6,18	123	125	375	759	32	0,98	26	741	137	6,60	170	192	371	
8,0	1033	46	0,99	43	1026	127	6,30	128	127	317	836	32	1,06	24	888	128	5,80	124	144	329	1105	37	0,86	30	954	141	5,82	169	185	451	
8,5	1111	48	1,05	36	1161	128	5,69	131	135	286	900	33	1,04	24	934	130	5,20	131	139	376	1126	45	1,00	30	1121	150	6,49	180	211	512	
9,0	1079	46	1,04	31	1124	132	6,34	141	151	385	911	36	1,10	23	1005	139	5,29	136	148	475	1144	49	1,07	21	1226	154	5,82	185	217	581	
9,5	1301	61	1,09	37	1412	135	7,81	140	148	427	1134	44	1,08	27	1221	142	6,66	126	150	398	1155	51	1,13	30	1307	154	10,06	198	248	684	
10,0	1180	62	1,11	44	1305	133	9,30	141	148	322	995	46	1,17	27	1160	143	6,25	123	144	401	1176	68	1,25	34	1469	151	7,31	183	216	616	
10,5	1261	56	0,99	40	1243	134	8,06	144	147	523	1180	57	1,12	23	1321	146	7,04	120	142	407	1268	86	1,18	52	1501	156	15,17	207	265	597	
11,0	1311	55	0,98	36	1287	135	9,77	153	161	496	1105	60	1,19	26	1317	149	7,01	135	154	406	1070	78	1,20	46	1288	155	7,81	223	290	675	
11,5	1351	57	0,93	37	1253	134	7,66	146	162	553	1218	55	1,08	27	1314	152	8,40	125	148	573	1285	57	1,03	29	1323	157	13,77	240	320	858	
12,0	1501	64	0,97	40	1461	141	7,67	164	166	564	1263	53	1,06	27	1334	154	7,96	142	165	481	970	42	0,97	27	939	156	12,25	245	319	937	
12,5	1409	75	1,02	61	1439	142	8,30	160	163	408	1276	63	1,13	32	1441	157	9,29	135	159	427	1565	49	0,93	27	1463	133					
13,0	1452	73	0,94	74	1363	143	8,54	178	189	278	1355	66	1,08	43	1461	153	8,54	136	168	544	1520	47	1,23	26	1863	132					
13,5	1463	65	0,88	51	1282	145	9,46	168	169	526	1288	73	1,12	53	1442	157	7,84	153	179	578	1086	48	1,59	23	1731	133					
14,0	1508	65	0,93	53	1396	146	12,22	175	176	491	1222	65	1,10	38	1348	158	8,60	143	174	630	688	34	1,49	24	1025	123					
14,5	1542	68	0,90	59	1381	144	11,32	171	174	548	1398	73	1,11	38	1551	159	8,18	139	172	501	710	30	1,17	27	831	120					
15,0	1526	71	0,84	72	1285	145	9,36	174	191	364	1220	58	1,03	34	1262	155	8,81	139	172	405	618	23	1,01	21	626	*					
15,5	1619	78	0,86	59	1388	148	12,21	178	193	497	1437	75	1,06	39	1522	163	7,79	151	184	277	557	19	0,95	18	527	*					
16,0	1629	64	0,81	72	1327	144	9,48	177	191	484	1386	79	1,15	36	1595	166	16,62	158	187	510	726	26	0,95	24	687	111					
16,5	1626	73	0,93	73	1514	146	10,00	177	189	602	1336	73	0,87	74	1167	129					436	18	1,03	23	448	104					
17,0	1471	69	0,84	-	1240	144	11,12	187	195	571	1063	42	1,11	53	1177	123					420	15	0,91	18	381	104					
17,5	1687	72	0,93	59	1564	148	13,23	181	196	841	795	46	1,37	51	1089	114					487	15	0,82	13	399	104					
18,0	1503	66	0,96	50	1450	150	12,07	185	200	550	458	23	1,12	35	512	111					495	16	0,84	12	416	106					
18,5	1330	54	0,87	56	1161	108					641	23	0,84	29	535	111					578	18	0,78	16	453	*					
19,0	1372	36	0,97	26	1331	116					433	14	0,82	18	357	110															
19,5	855	30	1,25	21	1066	110					525	17	0,78	22	409	105															
20,0	644	21	1,07	16	692	89					588	17	0,70	21	412	104															
20,5	707	21	0,89	20	629	98					547	16	0,78	17	430	100															
21,0	724	22	0,88	16	635	90					488	14	0,84	13	411	100															

FP 3	UD										KD										NIKE														
	Tid (min)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO ₂ /VO ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO ₂ /VO ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O ₂ (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO ₂ /VO ₂)	BF (pust/min)	V'CO ₂ (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)				
-2,5	664	22	0,90	12	596	89					221	5	0,79	11	175	*																			
-2,0	550	26	1,16	13	639	89					191	6	0,74	4	142	*																			
-1,5	472	25	1,21	16	570	89					559	31	1,04	16	583	*																			
-1,0	466	25	1,17	12	546	92					371	22	1,12	14	418	*																			
-0,5	325	19	1,22	13	398	93					396	22	1,08	14	426	*																			
0/kal	375	19	1,10	12	411	100	2,22	100	100	100	343	20	1,03	18	352	*	3,18	100	100	100															
0,5	614	28	1,03	14	634	97	3,04	94	100	90	632	27	0,96	18	607	94	2,20	91	72	102															
1,0	889	36	1,06	16	941	99	3,32	100	111	205	962	36	0,99	18	956	98	2,74	91	71	156															
1,5	738	37	1,24	14	919	102	3,73	101	101	252	701	34	1,21	17	846	93	2,32	82	63	161															
2,0	767	35	1,21	14	925	96	3,61	95	103	325	689	31	1,17	16	803	92	2,80	99	79	101															
2,5	959	48	1,22	17	1165	101	4,16	113	106	288	845	35	1,08	17	909	100	3,58	105	82	225															
3,0	869	48	1,24	18	1075	98	3,44	112	106	211	850	40	1,14	16	967	99	3,25	97	72	192															
3,5	1092	61	1,22	20	1335	98	4,23	113	103	252	901	46	1,18	16	1066	99	3,15	89	54	176															
4,0	963	53	1,16	19	1121	101	3,58	123	122	124	945	51	1,17	16	1103	98	5,92	107	69	224															
4,5	1014	47	1,02	12	1037	98	4,44	116	100	137	960	56	1,20	18	1147	101	3,39	116	76	133															
5,0	1195	54	0,99	13	1185	103	4,61	132	125	301	1041	58	1,12	17	1169	102	4,28	118	78	131															
5,5	1310	59	1,02	14	1333	107	7,61	136	123	349	1203	68	1,09	19	1309	99	4,71	123	89	137															
6,0	1501	76	1,07	19	1609	97	11,98	149	140	336	1166	65	1,08	19	1260	107	5,92	121	76	305															
6,5	1171	52	1,07	21	1255	102					1298	70	1,03	19	1338	105	8,11	129	91	213															
7,0	710	24	1,04	16	736	76					1498	84	1,06	25	1592	114																			
7,5	664	23	0,95	18	629	76					1010	61	1,11	20	1118	83																			
8,0	581	24	1,08	17	626	60					939	35	1,03	20	967	79																			
8,5	334	13	0,97	12	325	62					527	18	0,91	21	482	80																			
9,0	456	15	0,85	13	387	57					801	27	0,93	20	745	78																			
9,5	348	11	0,83	13	290	61					450	19	1,05	18	471	68																			
10,0	324	10	0,77	15	248	58					359	14	0,87	18	312	65																			
10,5	302	9	0,70	12	212	61					439	14	0,77	15	337	65																			
11,0	359	9	0,68	9	244	60					288	9	0,76	14	220	64																			
11,5	372	9	0,72	11	267	61					309	9	0,65	10	199	70																			
12,0	278	7	0,74	9	206	61					522	13	0,60	13	313	66																			
12,5											349	9	0,67	13	233	66																			
13,0											290	8	0,69	13	200	64																			
13,5											291	8	0,67	15	196	64																			

IKKJE GJENNOMFØRT PGA. SJUKDOM

FP 5	Tid (min)	UD										KD										NIKE										
		V'O2 (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO2/VO2)	BF (pust/min)	V'CO2 (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O2 (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO2/VO2)	BF (pust/min)	V'CO2 (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	V'O2 (ml/min)	V'E (l/min)	RER (VCO2/VO2)	BF (pust/min)	V'CO2 (ml/min)	HF notert (slag/min)	AVR kraft (N)	EMG lateralis (% av kalibrering)	EMG medialis (% av kalibrering)	EMG rectus (% av kalibrering)	
-2,5	381	14	0,83	23	317	85					492	17	0,75	20	369	89					648	20	0,83	21	537	*						
-2,0	706	23	0,84	21	592	87					598	18	0,83	16	497	86					488	14	0,82	19	398	*						
-1,5	704	20	0,83	14	582	*					555	17	0,81	17	450	84					633	19	0,78	22	494	*						
-1,0	630	21	0,91	15	571	95					698	20	0,81	13	568	90					558	18	0,85	13	475	89						
-0,5	504	16	0,89	11	450	87					406	13	0,88	10	358	81					677	20	0,83	14	564	87						
0/kal	529	15	0,78	15	410	89	4,43	100	100	100	508	14	0,79	15	400	95	3,79	100	100	100	595	19	0,82	20	486	94	2,45	100	100	100		
0,5	743	19	0,72	18	532	103	*	92	93	91	724	18	0,71	23	513	96	5,92	79	92	89	569	16	0,77	17	437	104	3,22	87	107	87		
1,0	893	20	0,71	23	631	105	2,05	94	103	87	925	23	0,73	28	674	99	3,68	88	107	116	892	23	0,77	27	688	105	3,98	89	107	127		
1,5	841	22	0,85	16	715	112	2,92	88	81	106	809	22	0,80	25	644	105	2,63	84	98	87	798	24	0,89	28	710	115	3,56	82	93	140		
2,0	869	23	0,91	19	787	114	2,36	95	86	94	825	23	0,85	24	704	108	2,55	82	98	187	809	25	0,96	26	776	117	3,10	82	94	226		
2,5	753	23	0,97	16	732	111	4,11	101	112	90	809	23	0,87	24	705	111	3,76	80	92	210	867	29	1,04	24	899	122	3,04	86	100	77		
3,0	887	24	0,93	12	823	115	4,18	93	99	157	848	24	0,87	23	739	109	3,79	87	95	193	819	28	1,05	21	863	124	6,63	95	105	212		
3,5	1125	30	0,91	14	1021	118	7,12	98	103	178	1033	30	0,88	27	909	117	5,13	87	110	174	833	26	0,98	24	813	128	3,69	94	106	258		
4,0	1141	39	1,05	14	1198	121	7,80	95	101	183	964	27	0,89	22	856	116	5,38	96	113	266	938	31	1,03	21	965	132	4,67	93	112	290		
4,5	1236	61	1,25	21	1550	126	9,60	106	114	203	1018	29	0,92	23	941	116	6,74	98	128	199	1140	38	1,04	22	1184	133	6,20	101	127	274		
5,0	1577	102	1,35	32	2133	136	12,73	121	127	226	1202	35	0,93	19	1114	121	8,00	99	133	280	1325	63	1,26	23	1672	135	8,20	112	144	325		
5,5	1318	110	1,36	38	1787	117					1470	67	1,20	24	1764	127	9,80	118	159	343	885	59	1,57	24	1394	141	11,02	119	169	270		
6,0	1536	37	0,84	24	1291	113					919	49	1,31	22	1207	129	14,37	123	177	367	1526	73	1,15	29	1747	139	8,67	126	192	382		
6,5	1480	46	1,12	27	1657	110					1124	39	0,95	26	1068	115					822	49	1,35	22	1106	120						
7,0	841	32	1,21	24	1014	*					1816	49	1,05	30	1904	112					1665	47	1,17	24	1944	122						
7,5	637	23	1,02	24	652	*					1026	42	1,37	30	1405	106					1073	52	1,60	29	1715	112						
8,0	604	20	0,93	23	560	*					655	31	1,25	34	821	95					675	33	1,35	24	912	*						
8,5	749	25	0,88	19	658	*					600	25	1,05	29	630	90					555	25	1,18	24	653	100						
9,0	479	15	0,81	20	389	*					638	22	0,87	29	558	89					700	27	0,97	25	677	*						
9,5	804	26	0,80	26	644	70					480	18	0,82	29	394	80					549	20	0,97	19	535	89						
10,0	578	23	1,00	21	577	73					495	17	0,79	26	389	82					508	18	0,80	24	405	95						
10,5	327	13	0,95	14	311	71					451	14	0,75	24	340	74					744	24	0,76	21	567	85						
11,0	716	24	0,83	14	594	75					472	15	0,73	28	343	79					485	17	0,87	17	420	80						
11,5											509	17	0,72	29	367	80					706	22	0,86	11	609	85						
12,0											394	13	0,75	18	297	76					449	17	0,99	15	443	84						