



Mastergradsoppgave

Løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle

Eskil Granefjell

MKØ210

Mastergradsoppgave i Kroppsøving- og
Idrettsvitenskap

Avdeling for lærerutdanning
Høgskolen i Nord-Trøndelag - 2015



HINT



HiNT

SAMTYKKE TIL HØGSKOLENS BRUK AV MASTEROPPGAVE

Forfatter: Eskil Granefjell

Norsk tittel: Løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle

Engelsk tittel: Running Technique and muscle activity at increasing speed on track, motorized treadmill and non-motorized treadmill

Kryss av:

Jeg samtykker i at oppgaven gjøres tilgjengelig på høgskolens bibliotek og at den kan publiseres på internett i fulltekst via BIBSYS Brage, HiNTs åpne arkiv

Min oppgave inneholder taushetsbelagte opplysninger og må derfor ikke gjøres tilgjengelig for andre
Kan frigis fra: _____

Dato: 26.05.2015

underskrift

Hvordan påvirkes løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle?

E. Granefjell

Høgskolen i Nord-Trøndelag, avdeling for kroppsøving- og idrettsvitenskap.

Sammendrag

Granefjell, E. Løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle. Tredemøllen er et hyppig brukt treningsverktøy for løpere, spesielt i land hvor forholdene ikke hele tiden er optimale med tanke på vær og temperatur. Hensikten med denne studien var å sammenligne løpeteknikken og muskelaktiviteten ved 12, 14, 16km/t, samt maks hastighet over tre forskjellige arenaer; bane, tradisjonell mølle og en ikke-motorisert tredemølle. Ti mannlige, godt trente utøvere med erfaring fra løping på tredemølle deltok på studien. De kinematiske variablene ble studert ved å bruke et tredimensjonalt kamerasystem bestående av 6-8 kameraer (Qualisys, Gothenburg) og EMG ble hentet ut fra ni muskler i de lavere ekstremiteter. Resultatene viser signifikante forskjeller i muskelaktivitet ved økende hastighet ($p \leq 0,008$) i åtte av ni muskler, og signifikante forskjeller mellom løpeprotokollene på fire av ni muskler ($p \leq 0,033$). Blant musklene er det Gluteus maximus, Biceps femoris og Semitendinosus som skiller seg ut mellom de ulike løpeprotokollene. Blant de kinematiske variablene ble det funnet signifikante forskjeller i steglengde, maksimal knevinkel og vertikal forflytning ($p \leq 0,012$). Dette kan være interessant informasjon for idrettsutøvere som bruker mye av treningstiden sin på tredemølle.

Hvordan påvirkes løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle?

E. Granefjell

Høgskolen i Nord-Trøndelag, avdeling for kroppsøving- og idrettsvitenskap

Abstract

Granefjell, E. Running Technique and muscle activity at increasing speed on track, motorized treadmill and non-motorized treadmill. The treadmill is a frequently used training tool for runners, especially in countries where the conditions aren't constantly optimal in terms of weather and temperature. The purpose of this study was to compare the running technique and muscle activity at 12, 14, 16km / h and maximum speed, on three different venues; court, traditional mill and a non-motorized treadmill. Ten male, well-trained athletes with experience in treadmill running attended study. The kinematic variables were studied using a three-dimensional camera system consisting of 6-8 cameras (Qualisys, Gothenburg) and EMG were extracted from nine muscles in the lower extremities. The results show significant differences in muscle activity with increasing speed ($p \leq 0,008$) in eight out of nine muscles, and significant differences between venues on four of nine muscles ($p \leq 0,033$). Among the muscles Gluteus maximus, biceps femoris and semitendinosus that stands out among the different venues. Among the kinematic variables stride length, maximal knee-angle and vertical displacement showed significant results ($p \leq 0,012$). This may be interesting information for athletes who spend a lot of training time on the treadmill.

Innhold

Introduksjon	6
Kinematikk	6
EMG	8
Metode	9
Subjekter	9
Utstyr	10
Protokoll/datainnsamling	10
Analyse	12
EMG	12
Kinematiske variabler	12
Statistisk analyse	15
Resultat	15
EMG	15
Fysiologiske og psykologiske parametere	19
Kinematiske variabler	21
Diskusjon	23
Konklusjon	26
Litteratur	27
Etterord	29

ANTALL ORD: 5572

Introduksjon

Tredemøllen er et nyttig verktøy både når det gjelder trening og testing, da den gir muligheter for å kontrollere ulike parametere som fart, inklinasjon, vær og vind. Tredemøllen er derfor blitt et hyppig brukt treningsverktøy blant både elite-utøvere og mosjonister. For å bli best mulig til å løpe er det viktig å løpe mye. Dette gjøres naturligvis best under omstendigheter som er mest mulig lik de man møter i konkurransesituasjonen, noe som blir vanskelig på kalde og isete dager, som vi har mange av i Norden. Å løpe på en tredemølle er veldig likt som å løpe utendørs, men hvor likt det er, er det ingen tydelige svar på. Dette er meget interessant informasjon for løpere som ønsker å prestere på så høyt nivå som mulig, der tredemøllen er et hyppig brukt treningsverktøy.

På en tredemølle vil underlaget rullere. Dette kan påvirke løpeteknikken og muskelaktiviteten siden foten blir dratt bakover av båndet på tredemøllen, i motsetning til løping utendørs der man selv må skyve benet bakover for å få fremdrift. En ikke-motorisert tredemølle vil da konstruere stegavviklingen på en annen måte i forhold til en tradisjonell tredemølle. Det vil derfor være veldig interessant å se hvordan to ulike typer tredemølle vil påvirke faktorene teknikk og muskelaktivitet som begge er relevante for løping.

Kinematikk

Kinematikk er registrering av hvordan punkter og ledd inntar en posisjon og beveger. Kinematikken gir en kartlegging og beskrivelse av punkters posisjoner og posisjonsforandringer. Beskrivelsen er uavhengige analyser og vurderinger av hvorfor stillinger og bevegelser blir som de blir. Den tar ikke hensyn til årsaker eller forklaringer, som hvilke krefter og masser som virker (Haugstvedt 1996).

Hvordan løpekinematikken til hver enkelt utøver avhenger av flere faktorer. Utøverens anatomi, balanse, koordinasjon og muskulære styrke kan være med på å bestemme løpekinematikken. Hvordan dette påvirkes igjen av løping på bane, kontra vanlig tredemølle og en ikke-motorisert tredemølle er uklart.

For å vite hvor god erstatning tredemøllen er for løping utendørs og på bane, trenger vi å vite om bevegelsesmønsteret og muskelaktiviteten er lik. Mange studier har studert dette, men det er ingen bred enighet om hva som er fasiten (Sinclair, Richards, Taylor, Edmundson, Brooks og Hobbs 2013).

Van Ingen Schenau (1980) foreslo at teknikken i løping på tredemølle og bane er lik så lenge farten opprettholdes (Sinclair et. al. 2013).

Riley, Dicharry, Franz, Croce, Wilder og Kerrigan (2008) sammenlignet løping i et selvvalgt moderat tempo med løping på tredemølle i samme tempo. Her ble det rapportert om forskjeller som kortere stand- og svingfase, og mindre bevegelsesutslag i kneet på tredemøllen. Sinclair et. al. (2013) kom til en lignende konklusjon der de fant ut at baneløping var assosiert med større bevegelsesutslag i hoft-fleksjon-ekstensjon. Elliot og Blanksby (1976) rapporterte at løping på tredemølle gav kortere fly-tid, redusert steglengde og en økt stegfrekvens ved moderate hastigheter (3,4 -4,8 m/s) (Riley et. al. 2008). Dette stemmer overens med funnene til Wank, Frick og Schmidtbleicher (1998) som fant ut utøverne favoriserte en løpeteknikk som ga dem mer sikkerhet. Beinets sving-amplitude og kroppens vertikale forflytning var lavere på tredemølle. Utøverne var også mer framoverbøyd på tredemølle enn bane. De fleste hadde i tillegg en lavere steglengde, høyere stegfrekvens og kortere kontakt-tid i bakken ved løping på tredemølle.

Det er altså tydelig at det er funnet noen forskjeller i løpeteknikk på tredemølle og bane. Noe som også er avgjørende for løpeteknikken er hastigheten som utøverne løper i. Brughelli, Cronin og Chaouachi (2011) undersøkte dette og gjennom løping på en ikke-motorisert tredemølle, fant forskerne ut at både stegfrekvens og steglengde økte signifikant med økende hastighet fra 40% til 100% av maksimal hastighet. Arampatzis, Brüggemann og Metzler (1999) studerte andre variabler og fant ut at hastighet påvirket kne-vinkler i større grad enn vinkler i ankelen.

Det er ikke gjort mange studier på hvordan løping på en ikke-motorisert tredemølle (Curve) skiller seg fra løping på en vanlig tredemølle eller bane. En av studiene ble gjort av Seneli, Edlbeck, Myatt, Reynolds og Snyder (2011), som undersøkte steglengden på en vanlig motorisert tredemølle, kontra en Woodway Curve (ikke-motorisert) tredemølle. På grunn av at standfasen på en Woodway Curve skjer på et

høyere punkt enn en vanlig flat tredemølle, var det naturlig å tro at steglengden ville bli kortere. Studien viste derimot at steglengden ikke var forskjellig til tross for ulikheten i tredemøllenes utforming.

EMG

På grunn av tredemøllens rullende underlag er det naturlig å tro at muskelaktiviteten vil være annerledes ved løping på tredemølle enn på bane. For å prestere godt i løping vil man strebe etter at så mye som mulig av kreftene brukes til å skape fremdrift, mens på en tredemølle er det båndet som skaper fremdriften. Wank et. al. (1998) undersøkte forskjeller i muskelaktivering ved løping på tredemølle og bane. Studien viser at muskelaktiviteten i de forskjellige løpesettingen er relativt like og de små forskjellene kan forklares av de kinematiske endringene i løpeteknikken. To muskler skiller seg midlertidig ut. Lavere aktivitet i m. Vastus lateralis ved tredemølleløping korresponderer med mindre vertikal bevegelse av kroppen. Det viste seg også at biceps femoris hadde høyere aktivering på tredemølle ved den siste delen av frasparket.

For å øke hastigheten i løping må man bruke mer kraft i hvert steg. Likevel er det ikke slik at alle muskler vil ha en høyere muskelaktivering ved økt hastighet. Marnix, Gazendam og Hof (2006) studerte muskelaktivitet i en rekke muskler ved løping og gåing på forskjellige hastigheter. I løping ble det observert flere tilfeller i forhold til økt hastighet. Muskelaktivitet kunne være både konstant, økende og ha en nedgang. Trendene var likevel relativt like innenfor samme muskelgruppe. Kyröläinen, Avela og Komi (2007) studerte også muskelaktivitet i løping ved økende hastighet og fant ut at Gluteus maximus, Biceps femoris, Vastus lateralis, Gastrocnemius og Tibialis anterior hadde en signifikant økende muskelaktivitet ved økende hastighet.

Franks, Brown, Coburn, Kersey og Bottaro (2012) undersøkte treningseffekten en motorisert tredemølle vs en ikke-motorisert tredemølle hadde på styrken i hamstring og quadriceps. Den motoriserte tredemøllen hadde større effekt på hamstring, noe som resulterte i en økning i konvensjonell styrke. Den ikke-motoriserte tredemøllen påvirket quadriceps i større grad, noe som førte til en nedgang i konvensjonell styrke. Den funksjonelle styrken ble ikke påvirket.

Snyder, Weiland, Myatt, Bednarek and Reynolds (2007) undersøkte de fysiologiske kravene som stiltes for å løpe på en ikke-motorisert tredemølle (Curve) kontra en tradisjonell tredemølle. Resultatene viste at løping på Curve krevde mer oksygen, ga høyere hjerterefrekvens og høyere laktat. De forhøyede fysiologiske kravene kan være på grunn av en høyere friksjon i beltet og/eller høyere muskelaktivitet.

Forskningen viser at det er noen små forskjeller i muskelaktivitet fra løping på bane og tradisjonell mølle. Det er ikke forsket mye på hvordan muskelaktiviteten er på en Curve-mølle, men Franks et. al. (2012) fant ut gjennom et treningsforsøk at forsøkspersoner som trente på en vanlig tredemølle ble sterkere i hamstring-muskulaturen, mens de som trente på en Woodway Curve ble sterkere i quadiceps-muskulaturen. Videre ser vi på forskningen at det er noen kinematiske variabler som er forskjellige fra baneløping til tredemølle. Denne oppgaven vil se på om hastighetene gir store utslag på både teknikk og muskelaktivitet. Videre vil de resultatene sammenlignes mellom de ulike løpeprotokollene.

Problemstillingen for denne oppgaven vil bli:

- Hvordan påvirkes løpeteknikk og muskelaktivitet ved økende hastighet på bane, motorisert tredemølle og ikke-motorisert tredemølle?

Metode

Subjekter

Testpersonene bestod av 10 mannlige utholdenhetsidrettsutøvere mellom 19-27 år. Testpersonenes idrettsbakgrunn var 6 langdistanseløpere, 2 mellomdistanseløpere, 1 langrennsløper og 1 skiskytter (alder: $24,5 \pm 2,87$ år, vekt: $69,8 \pm 6,91$ kg, høyde: $1,80 \pm 0,06$ m, maksimalt oksygenopptak: $72,64 \pm 5,28$ ml/min/kg). Testpersonene ble informert om hvordan testene skulle gjennomføres både skriftlig og muntlig slik at de ble klar over hvordan testene skulle utføres og hva som skulle testes. Testpersonene ble informert om at de kunne trekke seg når som helst fra prosjektet uten å oppgi grunn. Før forsøket ble det satt noen inkluderingskriterier. Forsøkspersonene skulle være friske og uten noen form for skade de siste 3 månedene, og godt kjent med

løping på tredemølle som treningsform. I tillegg ble utøverne bedt om å bruke samme sko på alle protokollene.

Utstyr

Eksperimentene fant sted i friidrettshallen ved Steinkjer og i laboratorium ved HiNT Levanger. Løpsanalysene ble utført på en innendørs 200m løpebane, en tradisjonell motorisert tredemølle (H-P Cosmos, Nussdorf-Traunstein, Germany) og en ikke-motorisert tredemølle (Woodway Curve, Waukesha, USA). Curve-møllen ble vatret slik at den ikke hadde noe inklinasjon fra den ene enden til den andre.

3D-analysen ble utført med et tredimensjonalt motion capture system (Qualisys, Gothenburg, Sweden) som bestod av 6-8 kameraer. Disse ble plassert rundt tredemøllene og rundt et 10m område på løpebanen. Markører av typen *Passive lightweight markers (19mm)* som fanget opp utøvernes bevegelser, ble festet på utøvernes referansepunkter.

For å måle muskelaktiviteten hos utøverne brukte vi EMG (Musclelab, ML data synchronization unit, ML electromyography sensors). Ni kanaler var brukt for å få med alle ni musklene. Muskelaktivitet fra følgende muskler ble innsamlet: Tibialis anterior, Soleus, Gastrocnemius, Biceps femoris, Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Semitendinosus og Gluteus maximus.

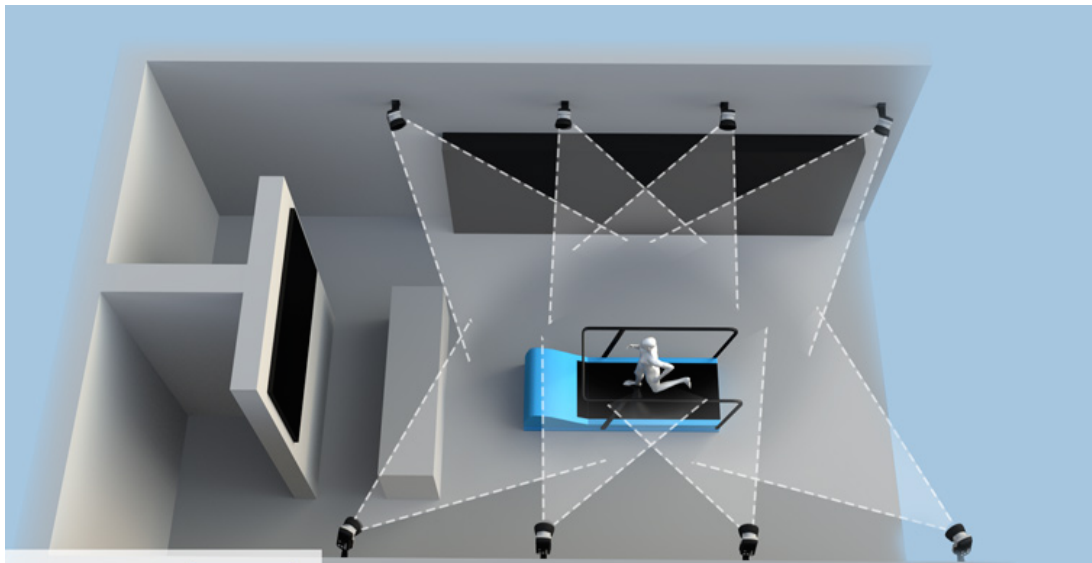
Vi brukte også utstyr for å måle oksygenopptak (Cortex Metamax II, Leipzig, Germany) som ble lagt i en løpesekk.

I tillegg brukte vi hjertefrekvensmåler (Garmin Forerunner 620) og Laktatmåler (Lactate Pro – Blood Lactate Test).

Protokoll/datainnsamling

Etter montering av utstyr varmet forsøkspersonene opp i 5 min i valgfritt tempo. Utøverne løp så 4x1000m med ca. 3 - 5min pause mellom hver 1000m. Hver kilometer ble løpt i følgende hastigheter med stigende rekkefølge: 12km/t, 14km/t, 16km/t og maksimal hastighet. Grunnen til at vi valgte disse hastighetene var for å få minst to hastigheter (12-14 km/t) som var godt under den anaerobe terskelen for utøverne. Samtidig er maks-hastigheten relevant for konkurranse og kortere

intervalltrening. Jones (1996) har kommet frem til er det mest vanlig å teste løpsøkonomi på en submaksimal hastighet (16 km/t) på en tredemølle. For å forsikre oss at utøverne løp i de angitte hastighetene på løpebanen, ble de sekundert for hver runde på friidrettsbanen. På den motoriserte tredemøllen ble hastighetene programmert inn, mens på den ikke-motoriserte tredemøllen ble utøverne gitt instruksjoner om å følge med på displayet som viste hastigheten. Den tradisjonelle møllen ble satt til én prosent stigning. Ifølge Jones, A. M., & Doust, J. H. (1996) er dette er stigningen som best kompenserer for manglende luftmotstand på hastigheter mellom 7,2 og 18 km/t. Datainnsamling av 3D-analyse og EMG ble gjort hver 200m (totalt fem målinger) i et intervall på mellom 3-4 sekunder. Mellom hver 1000m ble data fra EMG overført til PC. Overføringen av data kunne variere i tid, noe som gjorde at det av og til ble litt lengre pauser. I løpet av pausen mellom dragene ble det festet på markører hvis de hadde falt av, det ble gjort laktatmålinger og forsøkspersonene svarte på opplevd anstrengelsesnivå ut fra en RPE-skala.



Bilde 1: Oppsett av kameraer og tredemølle i lab (Illustrasjonsbilde, Salming runlab).

Plassering av EMG-elektroder ble bestemt ut fra de Europeiske anbefalinger (seniam.org). Forsøkspersonene ble barbert og vasket med etanol hvor elektrodene skulle plasseres. Elektrodene ble smurt med elektro-gel for å sikre best mulig signal.

Bilde 2:



Bilde 2: En av forsøkspersonene løper på Woodway Curve. Her bare med EMG-sensorer og 3D-markører.

I 3D-analysen brukte vi et markør-oppsett uten mediale markører for å minske risikoen for endring i løpeteknikk og hindre at noen av markørene falt av. Markørene ble festet til følgende anatomiske landemerker:

Figur 1:

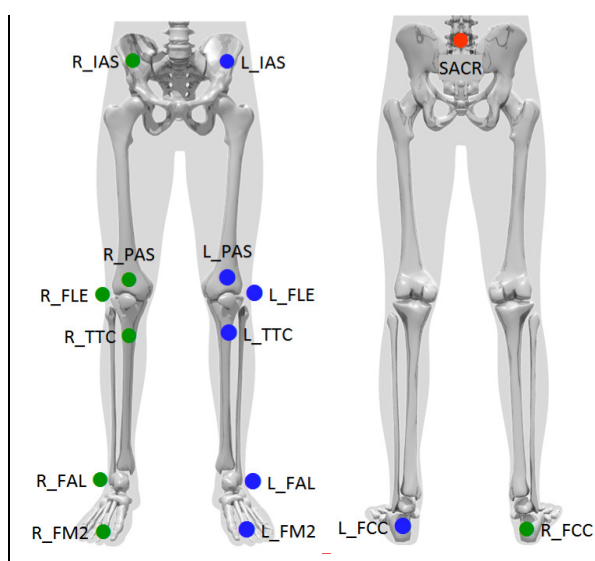


Fig: Figur 1 viser hvor 3D-markørene ble plassert på forsøkspersonene (Qualisys PAF Running Package Marker Set).

Tabell 1:

Name	Location
L_IAS	Ilium – Anterior Superior Iliac Spine
SACR	Sacrum – Midpoint between left and right Posterior Superior Iliac Spine
R_IAS	Ilium – Anterior Superior Iliac Spine
L_PAS	Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended
L_FLE	Femur - Lateral Epicondyle
L_TTC	Tibia – Tibial Tuberosity
L_FAL	Fibula – Apex of the Lateral Malleolus
L_FCC	Foot/Calcaneus – Aspect of the Achilles Tendon insertion
L_FM2	Foot/Metatarsus – 2nd head
R_PAS	Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended
R_FLE	Left Lateral Epicondyle
R_TTC	Tibia – Tibial Tuberosity
R_FAL	Fibula – Apex of the Lateral Malleolus
R_FCC	Foot/Calcaneus – Aspect of the Achilles Tendon insertion
R_FM2	Foot/Metatarsus – 2nd head

Tabell 1: Navn på 3D-markører og anatomiske landemerker (*Qualisys et. al*).

Alle utøverne ble først testet i innendørs hall slik at vi fikk riktig hastighet i maksdraget. Gjennomsnittshastigheten på denne kilometeren ble så brukt i siste kilometer på den tradisjonelle tredemøllen. Alle gjennomførte den andre testprotokollen på den tradisjonelle tredemøllen og fikk prøve den ikke-motoriserte tredemøllen etterpå. Dette gjorde vi slik at utøverne skulle få en liten innlæringsperiode før siste protokoll.

I testen som ble gjennomført på den ikke-motoriserte tredemøllen ble det bare gjennomført drag på 12, 14, og 16 km/t. Dette var fordi det siste draget ble veldig nært maks hastighet for de beste utøverne. Noen av utøverne klarte heller ikke å gjennomføre hele 1000m på den ikke-motoriserte tredemøllen.

Analyse

EMG

For at vi skulle kunne sammenligne EMG-data fra de forskjellige løpssettingene på forskjellige dager, måtte vi kunne standardisere målingene. Dette gjorde vi ved å la utøverne gjennomføre maksimal frivillig kontraksjon i en rekke øvelser som fikk med alle muskelgruppene som var med i protokollen. Disse maks-testene ble utført etter siste 1000-meter for alle utøverne.

Elektromyografi er en vanlig brukt metode for å bestemme relativ innsats og nevro-muskulære signaler til skjelett-muskulaturen. En begrensning i tolkningen av EMG er de mange metodene brukt for å bestemme intensiteten av muskelaktivitet. EMG-data ble utbedret i programmet Musclelab (Porsgrunn, Norge) ved bruke "root mean squared" (RMS). Den høyeste målingen av Mean RMS (M-RMS) ble registrert i 8 ulike løpesteg som var stabile og relativt like. Dette regnet vi så ut gjennomsnittet av og fikk vi et tall som representerte M-RMS-aktivitet i løping ved en gitt hastighet på de forskjellige stedene. Disse tallene ble så regnet ut med de ulike maks-testene slik at vi kunne se prosent av maks RMS. Disse tallene ble så ført statistikk over i Excel og i SPSS.

Kinematiske variabler

De kinematiske parameterne ble regnet ut av et script (PAF-running) i Visual3D v.5. Ut fra denne fikk vi tall på følgende variabler; steglengde, stegfrekvens, kontakt-tid, fly-tid, vertikal forflytting av kroppen, maksimum og minimum vinkel i kneledd, og vinkel i ankel ved landing. Benevningen for steglengde ble oppgitt i meter, stegfrekvens i steg per minutt, kontakt-tid og flytid i sekunder og vinkler ble oppgitt i grader. 3D-opptakene fra baneløpingen lot seg ikke regne ut av scriptet, og måtte

derfor gjøres manuelt i Visual3D. Dette førte til at vi ikke fikk ut variabler som kontakt-tid, fly-tid og vinkel i ankelen fra denne løpeprotokollen. Det ble gjort fire observasjoner for hver hastighet og gjennomsnittet fra disse ble datagrunnlaget for utregningene.

Statistisk analyse

Alle statistiske analyser ble gjort med SPSS 19.0 for Windows (SPSS inc., Chicago, IL, USA), og Microsoft Excel 2010 fra Windows (Microsoft Corporation). Det statistiske signifikansnivået ble satt til $p \leq 0,05$. Two-way Anova Post Hoc-test ble kjørt på tre hastigheter (12-16km/t) og de tre løpeprotokollene. Dette ble gjort på alle muskler og kinematiske variabler som ble tatt med i studien. I tilfelle sphericity antakelsen ble krenket, ble Greenhouse-Geisser justeringen av p-verdiene rapportert.

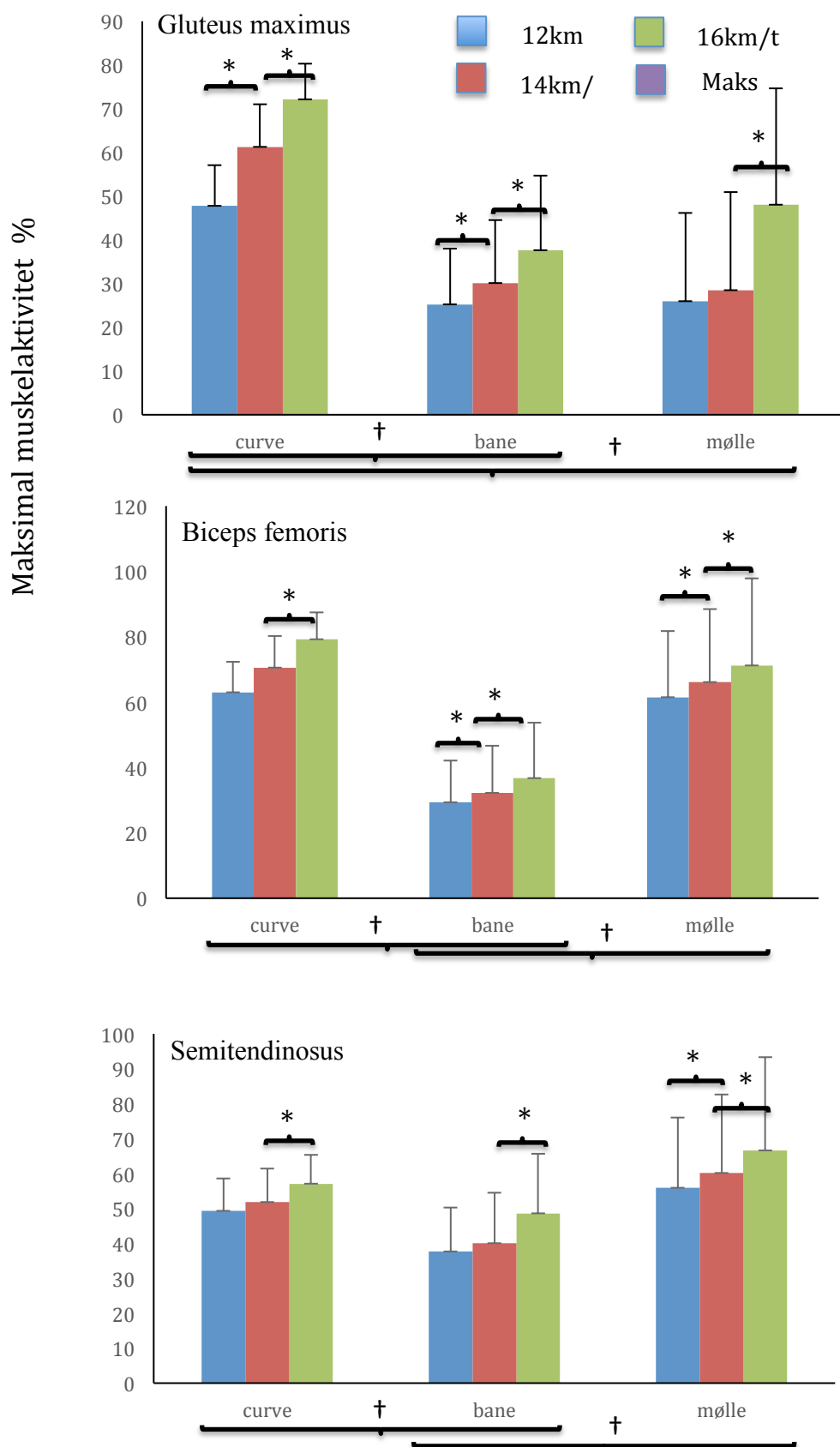
Resultat

EMG

En signifikant forskjell i muskelaktivitet er sett mellom hastighetene 12, 14 og 16 km/t for Gluteus Maximus ($F=39,517$, $p=0,000$, $\eta^2=0,832$), Semitendinosus ($F=20,963$, $p=0,000$, $\eta^2=0,724$) og Biceps femoris ($F=19,487$, $p=0,000$, $\eta^2=0,684$). Post Hoc sammenligningen viser at alle hastighetene er signifikant forskjellige med hverandre i Gluteus maximus ($p \leq 0,002$) og Biceps femoris ($p \leq 0,011$), mens Semitendinosus viser signifikante forskjeller mellom 14-16km/t, 12-16km/t ($p \leq 0,039$), men ikke mellom 12-14km/t ($p \geq 0,057$) (Figur 2)

Forskjellene mellom de ulike løpeprotokollene viser også en signifikant forskjell på Gluteus ($F=8,3$, $p=0,003$, $\eta^2=0,51$), Semitendinosus ($F=9,1$, $p=0,002$, $\eta^2=0,53$) og Biceps femoris ($F=22,5$, $p \leq 0,001$, $\eta^2=0,72$). Post Hoc sammenligningen viser at EMG i Gluteus maximus, Biceps femoris og Semitendinosus er signifikant høyere ved løping på Curve enn ved løping på bane ($p \leq 0,023$). Gluteus maximus er den eneste muskelen som viser signifikante forskjeller mellom Curve og mølle ($p=0,04$). Biceps femoris og Semitendinosus viser høyere EMG ved løping på mølle enn på bane ($p \leq 0,004$) (Figur 2)

Figur 2:

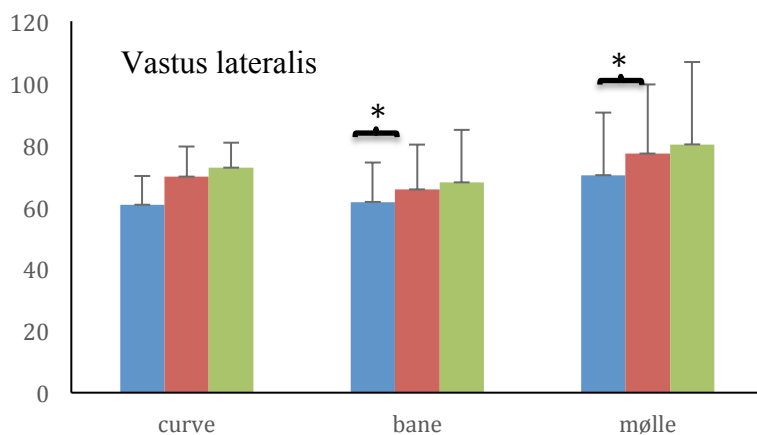
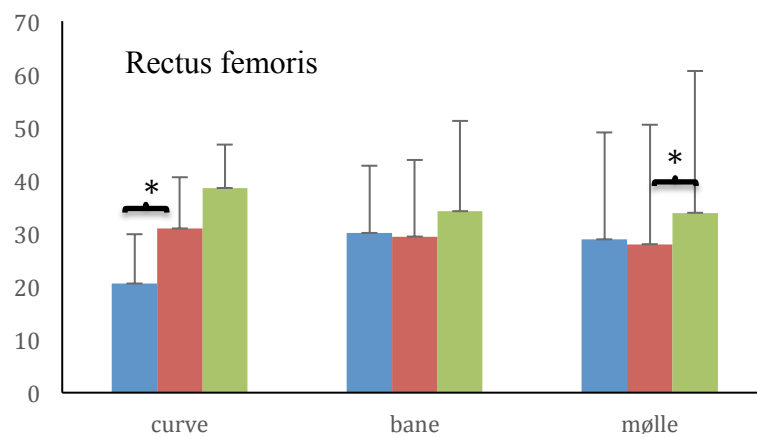
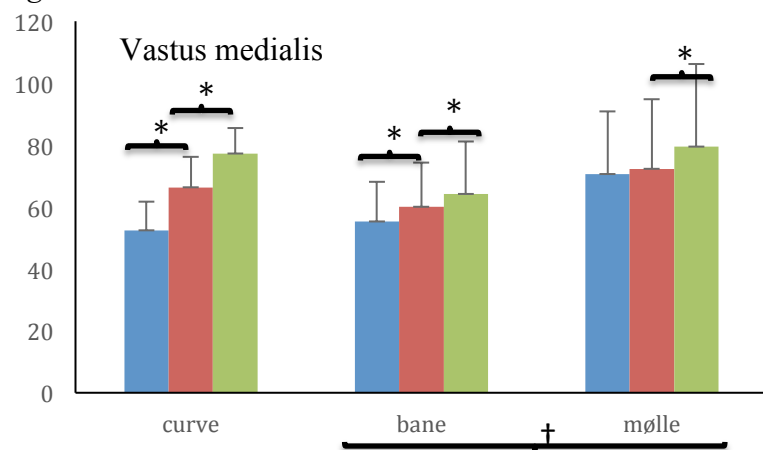


Figur 2. Maksimal muskelaktivering ved de forskjellige løpeprotokoller og hastigheter.
 * Indikerer signifikansnivå på nivået $p \leq 0,05$ mellom de ulike hastighetene
 † Indikerer signifikansnivå på nivået $p \leq 0,05$ mellom de ulike løpeprotokollene

En signifikant forskjell i muskelaktivitet er sett mellom hastighetene 12, 14 og 16 km/t for Vastus medialis ($F=38,257$, $p\leq 0,001$, $\eta^2=0,810$), Rectus femoris ($F=10,507$, $p=0,001$, $\eta^2=0,539$) og Vastus lateralis ($F=6,351$, $p=0,008$, $\eta^2=0,414$). Post Hoc sammenligningen viser at Vastus lateralis og Rectus femoris viser signifikante forskjeller mellom 14-16km/t, 12-16km/t ($p\leq 0,039$), men ikke mellom 12-14km/t ($p\geq 0,057$).

Vastus medialis ($F=2,740$, $p=0,091$, $\eta^2=0,233$) viser en trend mellom de ulike løpeprotokollene, men ikke nok til å være signifikant. Post Hoc viser at Vastus medialis gir høyere EMG ved løping på mølle enn på bane ($p=0,033$). Se figur 3.

Figur 3:



Figur 3. Maksimal muskelaktivering ved de forskjellige løpeprotokoller og hastigheter.

* Indikerer signifikansnivå på nivået $p\leq 0,05$ mellom de ulike hastighetene

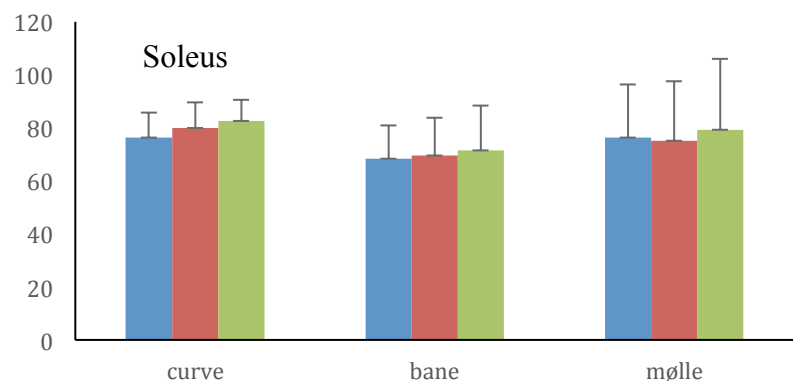
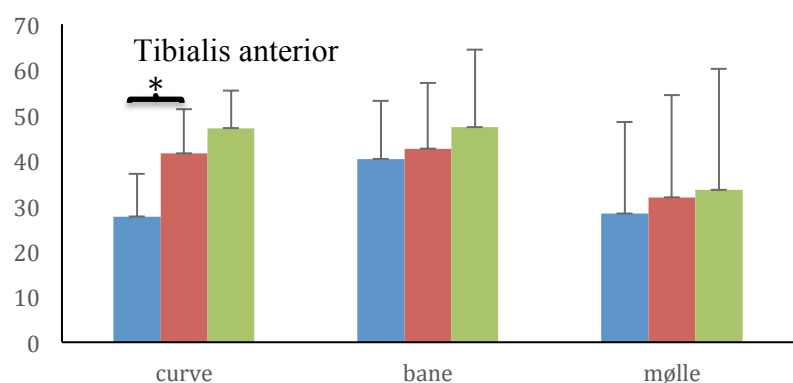
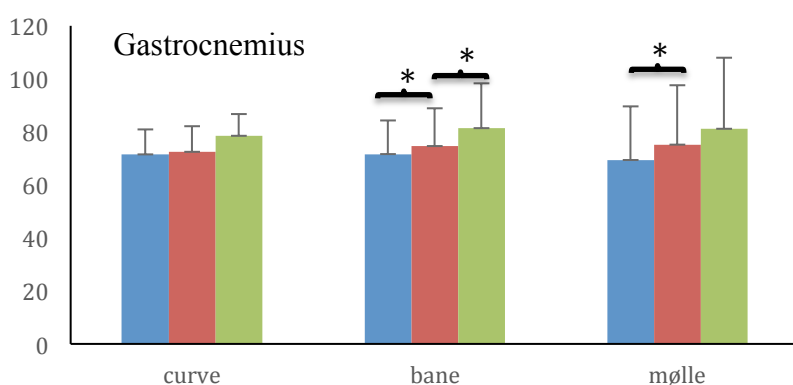
† Indikerer signifikansnivå på nivået $p\leq 0,05$ mellom de ulike løpeprotokollene

Signifikante forskjeller i Gastrocnemius ($F=11,959$, $p=0,001$, $\eta^2=0,571$) og Tibialis anterior ($F=9,251$, $p=0,002$, $\eta^2=0,507$) er sett mellom de ulike hastighetene. Soleus er den eneste muskelen som ikke viste signifikante forskjeller med økende hastighet.

Post Hoc sammenligningen viser at alle hastighetene er signifikant forskjellige med hverandre i Tibialis anterior ($p\leq 0,020$) og Gastrocnemius ($p\leq 0,021$).

Tibialis anterior, Soleus, Gastrocnemius, Vastus lateralis og Rectus femoris viser ingen signifikante forskjeller mellom de ulike løpeprotokollene. Se figur 4.

Figur 4:



Figur 4. Maksimal muskelaktivering ved de forskjellige løpeprotokoller og hastigheter.

* Indikerer signifikansnivå på nivået $p\leq 0,05$ mellom de ulike hastighetene

† Indikerer signifikansnivå på nivået $p\leq 0,05$ mellom de ulike løpeprotokoller

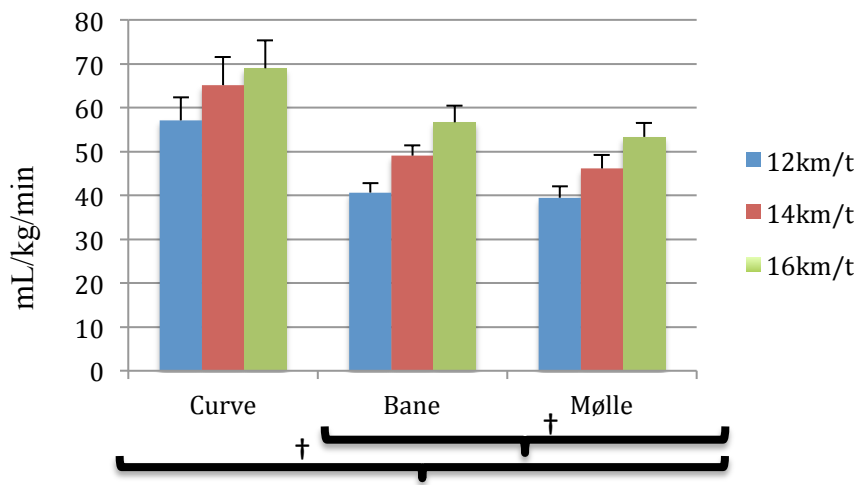
Interaksjonen mellom løpsprotokollene og hastighetene viser signifikante forskjeller for Vastus medialis ($F=6,431$, $p=0,001$, $\eta^2=0,417$) og Rectus femoris ($F=6,947$, $p\leq 0,001$, $\eta^2=0,463$). Ingen andre muskler viser signifikante interaksjoner.

Fysiologiske og psykologiske parametere

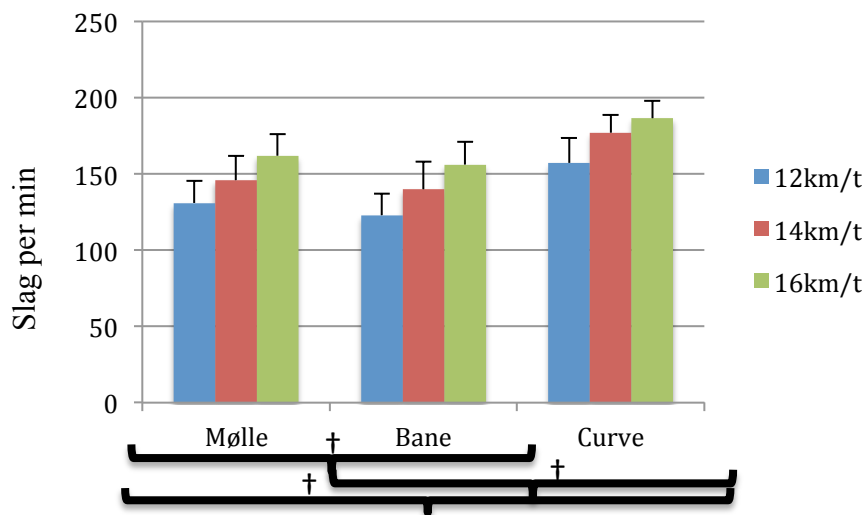
Som nevnt tidligere var det noen utøvere som ikke klarte å fullføre 1000m ved 16km/t på den ikke-motoriserte tredemøllen. Oksygenforbruket, hjerterefrekvens og RPE er signifikant forskjellig når man sammenligner mellom de ulike hastighetene ($F\geq 141,28$, $p\leq 0,001$, $\eta^2\geq 0,904$) og mellom de ulike løpeprotokollene ($F\geq 32,71$, $p\leq 0,049$, $\eta^2\geq 0,784$). Post Hoc viser at løping på Curve gir signifikant høyere oksygenforbruk, hjerterefrekvens og RPE ($p\leq 0,001$) i forhold til løping på vanlig tredemølle og bane. Resultatene viser også at VO₂-målingene er signifikant høyere på bane i forhold til tredemølle ($p=0,046$). Samtidig er hjerterefrekvens signifikante lavere på bane i forhold til tredemølle ($p\leq 0,001$).

Post Hoc viser signifikante forskjeller i oksygenforbruk og RPE mellom alle hastigheter ($p\leq 0,031$). For hjerterefrekvens viser Post Hoc kun signifikante forskjeller mellom 14-16km/t og 12-16km/t ($p\leq 0,001$). Ingen signifikante forskjeller ble funnet mellom 12-14km/t. (Figur 5).

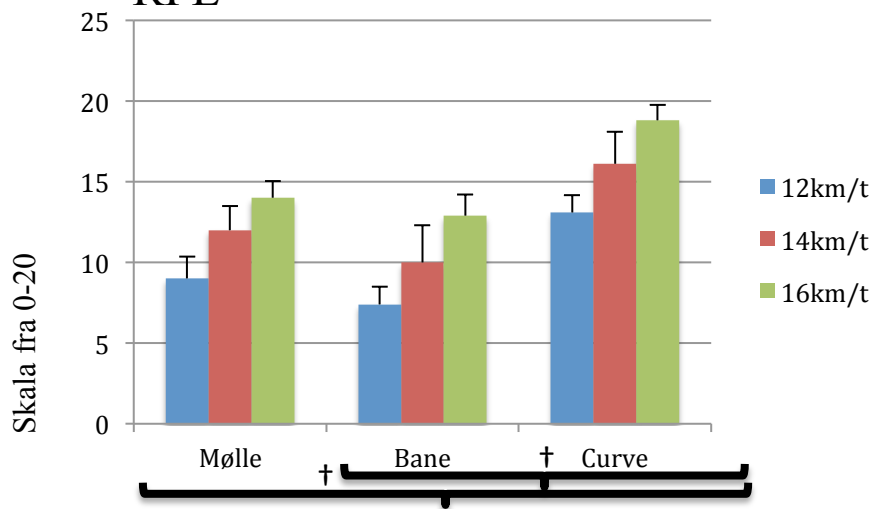
Figur 5:
VO2



Hjertefrekvens



RPE



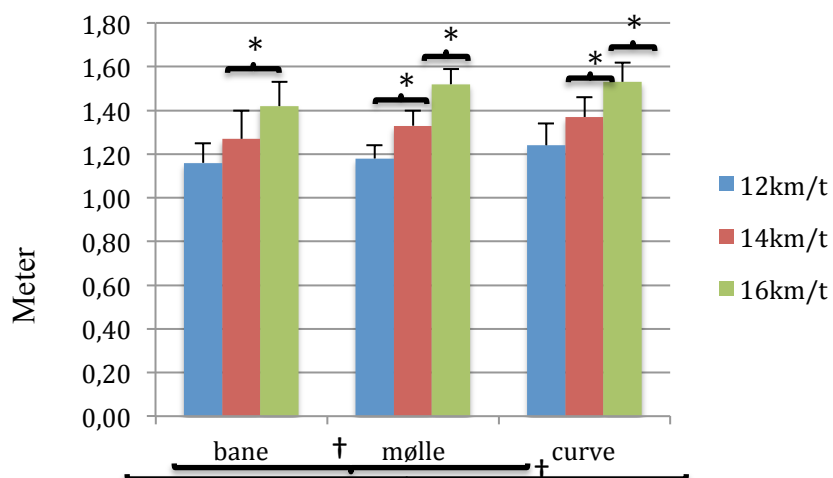
Figur 2. Maksimal muskelaktivering ved de forskjellige løpeprotokoller og hastigheter. † Indikerer signifikansnivå på nivået $p \leq 0,05$ mellom de ulike løpeprotokollene

Kinematiske variabler

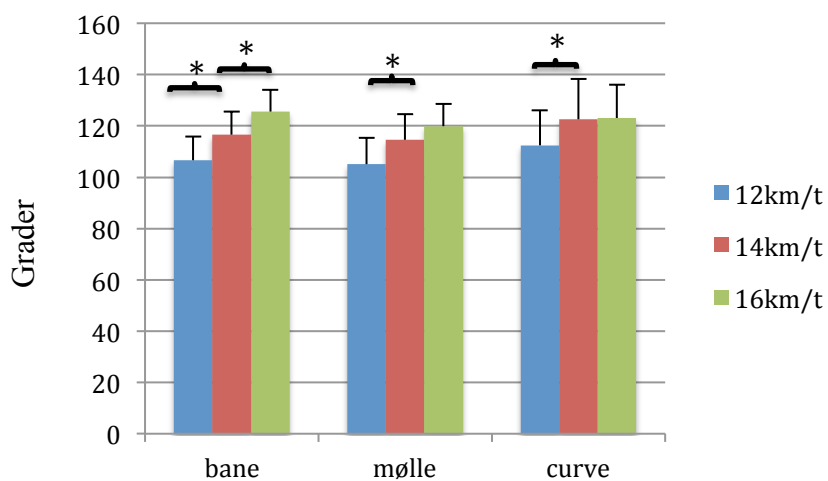
Resultatene viser en signifikant forskjell i steglengde ($F=23,61$, $p \leq 0,001$, $\eta^2=0,825$) og maksimal knevinkel ($F=15,236$, $p=0,004$, $\eta^2=0,835$) mellom de ulike hastighetene. Post Hoc viser at steglengden øker signifikant mellom 12-14km/t og 14-16km/t ($p \leq 0,027$), mens den maksimale knevinkelen øker kun fra 12-14km/t ($p=0,001$). (Figur 6). Stegfrekvens, knevinkel ved fotisett, vertikal forflytning og minimal knevinkel viser ingen signifikante forskjeller ved økt hastighet.

Sammenligningen mellom de ulike løpeprotokollene viser en signifikant forskjell i steglengde ($F=12,713$, $p=0,002$, $\eta^2=0,718$) og vertikal forflytning ($F=7,032$, $p=0,012$, $\eta^2=0,584$). Post Hoc viser at steglengden øker signifikant mellom både bane - mølle, samt bane - Curve ($p \leq 0,023$). Kroppens vertikale forflytning viser en signifikant forskjell mellom Curve og mølle ($p=0,027$). (Figur 6).

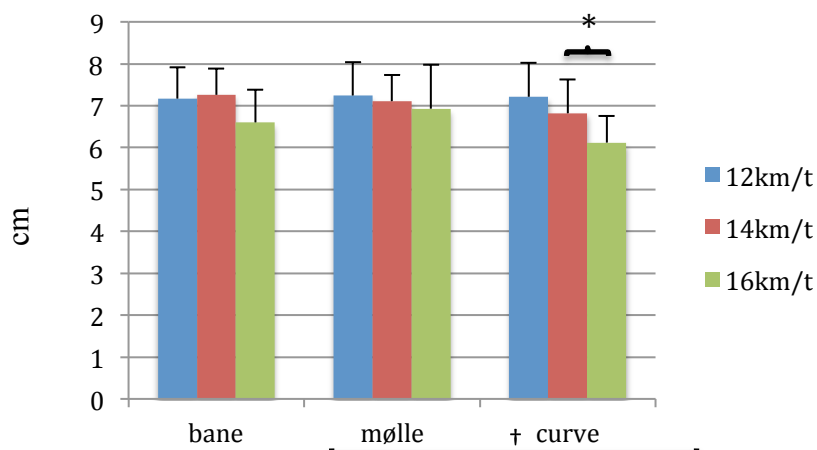
Figur 6:
Steglengde



Maksimal knevinkel



Vertikal forflytning



Figur 6:

* viser signifikansnivå mellom hastighetene under $p=0,005$ ut fra T-test. † viser signifikansnivå under $p=0,005$ mellom de ulike løpeprotokollene, ut fra Post Hoc resultater.

Diskusjon

Denne studien har til hensikt å sammenligne muskelaktivitet og kinematiske faktorer mellom løping på en tradisjonell tredemølle, bane og en ikke-motorisert Curve-mølle over tre forskjellige hastigheter. Hovedfunnene for denne studien viser at alle musklene med unntak av Soleus, har en signifikant økende muskelaktivitet ved økende hastighet fra 12-16km/t ($p \leq 0,008$). Resultatene mellom de ulike løpeprotokollene viser at det er signifikante forskjeller i Gluteus maximus, Biceps femoris og Semitendinosus ($p \leq 0,003$). Blant de kinematiske parameterne er det signifikant forskjeller i steglengde og maksimal knevinkel mellom hastighetene ($p \leq 0,004$), og signifikante forskjeller i steglengde og vertikal forflytning mellom de ulike løpeprotokollene ($p \leq 0,027$). Resultatene viser også at løping på Curve er tyngre enn løping på bane og tredemølle.

For studiets reliabilitet sørget vi for at alle utøverne skulle gjennomføre testene på den samme dagen i uke, så langt det lot seg gjøre. Dette var for å forsikre oss mot at utøverne hadde hard intervalltrening dagen før testing på bane, mens de hadde en lett økt dagen før testingen på tredemølle. Utøverne skulle altså ha det samme utgangspunktet før alle testene.

Alle testene ble gjennomført uten større problemer for forsøkspersonene. Noen av utøverne klarte ikke å gjennomføre hele 1000m på Curve ved 16 km/t. Det at løping på Curve er så mye tyngre bekreftes av både egne fysiologiske resultater og av Snyder et. al. (2007). De klarte likevel å løpe så langt at vi fikk tilstrekkelig med opptak fra EMG og 3D. Det ble ikke presenter noen laktatverdier i denne studien pga manglende laktatmåler i en del av bane-testingen. Det er interessant å se at VO_2 er høyere på bane, mens pulsen er lavere. Dette kan fort se ut som motstridende resultater. Forklaringen kan likevel være så enkel som at pulsen er høyere på mølle pga høyere temperatur og mangelen på motvind som virker kjølede på kroppen. Det at 16km/t ble så utfordrende på Curve gjorde at maks-dragene fra bane og tredemølle ikke ble tatt med i resultatene. Det hadde ikke vært interessant for denne oppgaven å bare sammenligne maks-draget fra bane og tredemølle.

Økende muskelaktivitet ved økende hastighet samsvarer med funnene til Kyröläinen et. al. (2007) og Marnix et. al. (2006). Det at Soleus ikke viser en signifikant økning strider med resultatene til Kyröläinen et. al. (2007). Grunnen til at Soleus ikke viser noen signifikante forskjeller kan bare spekuleres i. Det er mulig at vi ikke har truffet nøyaktig nok med festingen av elektrodene, eller at utøverne stiver av ankelen i såpass stor grad ved alle hastighetene slik at det ikke gir noe utslag i muskelaktivitet.

Muskelaktiviteten i Gluteus maximus på Curve er signifikant høyere fra både løping på bane og tredemølle. Dette kan være fordi løping på Curve er noe likt det å løpe i motbakke, på grunn av utformingen på løpebåndet som gjør at fotisettet blir på et høyere punkt. Dette samsvarer med funnene til Lieberman, Raichlen, Pontzer, Bramble og Cutright-Smith (2006), som fant ut at løping på tredemølle med 12% inklinasjon gir høyere muskelaktivitet enn løping på 0% inklinasjon i Gluteus maximus. Grunnen til at muskelaktiviteten er høyere på Curve kan også være på grunn av at friksjonen på løpebåndet krever mer muskelkraft. Dette støttes også med VO₂-målingene og hjerterefrekvensen som er signifikant høyere på Curve enn ved de andre løpeprotokollene. Muskelaktiviteten i Biceps femoris og Semitendinosus er signifikant lavere ved løping på bane enn ved de to tredemøllene. Dette samsvarer med funnene til Wank et. al (1998) som kom frem til at Biceps femoris var mer aktiv på tredemølle enn bane. Vår hypotese om at hamstring-muskulaturen skulle være mindre aktiv på tredemølle enn bane, ble avkreftet i denne studien. Denne hypotesen ble satt fordi vi trodde at den ”hjelpen” man får fra et rullende bånd skulle kreve mindre av hamstring-muskulaturen.

Franks et. al. (2012) fant ut gjennom et treningsintervensjon at utøverne som løp på Curve ble sterkere i quadriceps-muskulaturen enn de som løpte på en vanlig tredemølle. Da skulle man tro at muskelaktiviteten i quadriceps var høyere på Curve enn vanlig tredemølle. Det samsvarer ikke med våre resultater som viser at Vastus medialis, Rectus femoris og Vastus lateralis ikke har høyere muskelaktivitet ved løping på Curve. Grunnen til dette er usikkert, men det virker som våre forsøkspersoner brukte musklene på baksiden av låret i større grad for å skape fremdrift. Det kan også være en forskjell på hvordan vår Curve-mølle var stilt inn i forhold til deres. Vi hadde vatret opp vår tredemølle, ettersom den sto med noe inklinasjon da den ankom fra produsenten. Hvis Curve-møllen til Franks et al. (2012)

var innstilt på samme måte som vår da vi fikk den, kan det ha påvirket muskelaktiviteten.

De kinematiske variablene viser signifikante forskjeller på steglengde og maksimal knevinkel ved økende hastighet ($p \leq 0,004$). Det at steglengden øker med hastigheten er funn som er forventet og støttes av funnene til Brughelli, Cronin og Chaouachi (2011). Den maksimale knevinkelen blir spissere med økt hastighet, som også støttes av Arampatzis et. al. (1999). I vår studie fant vi ingen signifikante forskjeller i stegfrekvens med økt hastighet. Dette viser da at utøverne har relativt lik stegfrekvens fra 12-16km/t, og for å øke hastigheten er det hovedsakelig steglengden de øker. Grunnen til at utøverne hadde relativt lik stegfrekvens over de tre hastighetene kan være på grunn av at utøverne var på veldig høyt nivå. For de fleste i denne studien er hastighetene 12-16km/t relativt lette å løpe på. Derfor er det mest økonomisk for dem å øke steglengden fremfor stegfrekvensen. Denne teorien støttes av blant andre Cavanagh og Williams (1982).

Resultatene viser at steglengden er signifikant lavere ved løping på bane i forhold til både tredemølle og Curve. Dette strider imot de resultatene vi fikk på stegfrekvens, som viser at utøverne har gjennomsnittlig nesten identisk stegfrekvens over alle de tre løpeprotokollene. Dette virker rart, da hastighetene skal være de samme og det faktum at hastighet = steglengde * stegfrekvens. Det kan derfor stilles spørsmål over dette funnet, og forklaringen kan ligge i det faktum at de kinematiske parameterne ble analysert på forskjellig måte på bane i forhold til de to tredemøllene.

Kroppens vertikale forflytning er signifikant lavere ved løping på Curve i forhold til tredemølle. Dette kan komme av båndets utforming på Curve, som gjør at man ikke får den samme "spretten" i frasparket som man gjør på en vanlig tredemølle. Det at fotisettet skjer på et høyere punkt på Curve kan også være av betydning.

Det som kommer mest tydelig frem at Curve gir mye høyere aktivering av Gluteus maximus, noe som kan være interessant for utøvere som trenger å bruke denne muskelen mer aktivt. Gluteus maximus er en viktig muskel når det kommer til å skape fremdrift i løpsteget. Biceps femoris og Semitendinosus er også viktige i arbeidet med å skape fremdrift og det kan tyde på at løping på Curve og vanlig

tredemølle vil gi mer aktivering ved 12-16km/t enn det løping på bane gir. Dette er relevant informasjon for de som er klar over at de er svake i hamstring-muskulaturen.

Begrensinger for denne studien er at vi ikke hadde med flere forsøkspersoner, og det at forsøkspersonene var tross sitt høye nivå, ganske forskjellige. Blant subjektene var det en langrennsløper og en skiskytter, noe som kan ha påvirket resultatet selv om disse to var gode løpere med god erfaring fra løping på tredemølle. I analyseringen av EMG-resultatene ble det ikke registrert hvor i steget muskelaktiviteten var størst. Dermed kan vi ikke si noe om hastigheten eller de forskjellige løpeprotokollene påvirker dette.

Tips til fremtidig forskning vil være å se på hvor i løpsteget muskelaktiviteten er størst, om dette endrer seg ved økt hastighet og om dette er forskjellig på bane, tredemølle og Curve. En treningsintervensjon med Curve og tredemølle vil også være interessant for å måle endring i prestasjon, da i løping eller langrenn. Langrennsløpere bruker også tredemøllen hyppig, men deres prestasjonstester foregår ofte på ruller med stor inklinasjon på ski-møllen. Siden Gluteus maximus aktiveres mer på Curve vil det være interessant å se hvordan skiløpere responderer ved trening på denne tredemøllen.

Konklusjon

Denne studien kan konkludere med at løping på Curve skiller seg klart ut fra løping på vanlig tredemølle og bane når det gjelder muskelaktivitet i Gluteus maximus, mens baneløping skiller seg ut ved lavere aktivitet i Biceps femoris og Semitendinosus. Samtidig vil økende hastighet føre til økende muskelaktivitet i alle muskler utenom Soleus. Funnene i denne studien vil være relevante for utøvere som bruker mye av treningen sin på tredemølle og utøvere som vil jobbe med hamstring-muskulaturen og Gluteus maximus. Trenere som er interessert i motbakketrening kan også benytte seg av informasjonen i denne studien for sine utøvere, langdistanseløpere som skiløpere.

Litteratur:

- Haugstvedt, K.T.S. (1996) *Funksjonell bevegelsesanalyse*. NKS- Forlaget: Oslo.
- The SENIAM project (Surface ElectroMyoGrapfy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Lastet ned: 12.02.2015. Tilgjengelig fra: seniam.org
- Riley, P.O, Dicharry J, Franz J, Della Croce, U, Wilder, R.P, Kerrigan, D.C (2008): *A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running*. MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE. American College of Sports Medicine.
- Franks, K.A. Brown, L.E. Coburn, J.W, Kersey R.D, Bottaro, M. (2012). *Effects of motorized vs non-motorized treadmill training on hamstring/quadriceps strength ratios*. Journal of Sports Science and Medicine (2012) 11, 71-76
- Cavanagh, P. Williams, K.R. (1982) *The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running*. Med. Sci. Spans Exer. 14:30-35.
- Marnix G.J. Gazendam, At L. Hof (2006) *Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds*. Gait & Posture Volume 25, Issue 4, April 2007.
- Snyder, A.C. Weiland, N. Myatt, C. Bednarek, J. Reynolds, K. (2007) *Energy Expenditure During Sub-Maximal Running on a Non-Motorized Treadmill*. Department of Human Movement Sciences Human Performance Laboratory University of Wisconsin-Milwaukee, Milwaukee, WI, USA.
- Brughelli, M. Cronin, J. Chaouachi, A. (2011) *Effects of running velocity on running kinetics and kinematics*. Journal of strength and conditioning research.
- A.M. Jones, J.H.A. Doust (1996) *1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running*. Journal of sports sciences.
- Almstrøm, P. *Qualisys PAF Running Package Marker Set*.

- Sinclair, J. Richards, J. Taylor, P.J. Edmundson, C.J. Brooks, D. Hobbs, S.J. (2013) *Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running*. Sports Biomechanics. Volume 12, Issue 3, 2013.
- Wank, V. Frick, U. Schmidtbleicher, D. (1998). *Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running*. International Journal of Sports Medicine [1998, 19(7):455-461]
- Kyröläinen, H. Avela, J. Komi, P.V. (2007). *Changes in muscle activity with increasing running speed*. Journal of Sports Sciences Volume 23, Issue 10, 2005.
- Lieberman, D. E. Raichlen, D.A. Pontzer, H. Bramble, D.M. Cutright-Smith, E. (2006) *The human gluteus maximus and its role in running*. Department of Anthropology, Harvard University, 11 Divinity Avenue, Cambridge, MA 02138, USA.
- Arampatzis, A. Brüggemann, G.P. Metzler, V. (1999) *The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running*. Journal of Biomechanics 32 (1999) 1349-1353

Etterord

Jeg vil her ved rette en stor takk til forsøkspersonene for deltakelsen i denne studien og for deres gode innsats. Jeg vil også takke Jens Høiås for hans gode samarbeid og bidrag til denne studien. Videre vil jeg takke veileder Roland van den Tillaar for veiledning gjennom studiet.