
Antropometriske parametres indflydelse på fodnedslagsmønstret under løb ved stigende hastighed

Cilie Lindner, Maria T. Hansen, Martin S. Manstrup

Aalborg Universitet, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Idræt

5. januar 2016

ABSTRACT:

Introduction: Investigations into how the spontaneous foot strike patterns (SFSP) in running changes with continuous progressive pace and especially the associated causal explanations has not previously been well studied.

Aim: To investigate how anthropometric measurements influence the SFSP during tests on a treadmill with continuous progressive pace.

Method: 20 moderately trained male runners participated. Four foot-switches monitored the SFSP during controlled modified treadmill tests. The speed started at 6 km hr⁻¹ for 60 seconds, followed by an automatic increase in pace of 0.3 km hr⁻¹ every 4 seconds until 17.7 km hr⁻¹. The SFSP was analyzed step-by-step.

Results: The results have been analyzed using chi-square tests for independence. The initial contact based on the foot strike varies with a dependency on length of the runner's leg, with a p-value of 2.09%. Furthermore, the final classification of the SFSP depended on the ratio between leg length and height, with a p-value of 3.82%

Conclusion: The step-by-step analysis identified eight SFSP. The leg length influenced on the initial contact of the foot under the entire test. The ratio between leg length and height had influence on the final SFSP of the test. Gradual changes in SFSP for 75% of the participants occurred.

KEYWORDS: Spontaneous foot strike pattern, continuous progressive pace, anthropometry, foot-switches, running, step-by-step analysis.

Introduktion

Gennem de senere år er der sket en øget tilslutning til løb som individuel motionsform, som er blevet et middel til velvære og sundhed

(Warne & Warrington 2014). Den øgede tilslutning kan ses på deltagerantallene ved de årlige motionsløb (Forsberg 2012), for eksempel ved Copenhagen Half Marathon

hvor deltagerantallet fra år 2010 til år 2015 er mere end tredoblet (Copenhagen Half Marathon 2016) (Halvmarathon 2016).

I takt med det øgede fokus på løb sker der løbende en udvikling af produkter inden for området. Produkterne giver blandt andet informationer om fodens nedslag og kontakttid med underlaget (Lessel 2015), men har dog hver deres begrænsninger praktiske såvel som tekniske. Udviklingen af produkter, så som *SHFT*, *RunScribe* og *Sensoria Smart Socks*, understreger interessen for en detaljeret beskrivelse af de tekniske parametre under løb, hvilket kan skyldes, at op mod 79 % af alle løbere hvert år oplever overbelastningsskader (van Gent et al. 2007). Perkins et al. (2014) indikerer, at der muligvis er en sammenhæng mellem løbestil og skader hos motionsløbere. Der er dog ikke enighed blandt forskere om, hvilke faktorer der kan reducere skadesrisikoen (Cooper et al. 2015). Trods det øgede fokus er der ikke sket en ændring i antallet af løberelaterede skader inden for de sidste 30 år (Taunton et al. 2003) (Daoud et al. 2012).

Fodnedslagsmønstret under løb inddeles typisk i tre kategorier, hæl-, midtfods- og forfodsnedslag (Hasegawa et al. 2007) (Lieberman et al. 2010), og kan blandt andet påvirkes af typen af løbesko (Squadrone &

Gallozzi 2009), løbeerfaring (Hayes & Caplan 2012), løbedistance (Hatala et al. 2013) og droppet fra hæl til tå (Hamill et al. 2011). Tidligere har studier undersøgt løberes fodnedslagsmønstre blandt andet ved brug af high-speed kameraer (de Almeida et al. 2014) (Larson et al. 2011) og en kraftplatform (Lieberman et al. 2010) (Santuz et al. 2015), eller ved anvendelse af accelerometre placeret på hælen og midtfoden (Giandolini et al. 2014). Fælles for studierne er, at der tages udgangspunkt i enkelte hastigheder til klassificering af fodnedslagsmønstret, hvilket kan være problematisk, da løb typisk foregår ved varierende hastigheder. Hansen et al. (2015) og Schwameder et al. (2014) har dog undersøgt fodnedslagsmønstret ved stigende hastighed på løbebånd.

Hansen et al. (2015) undersøgte fodnedslagsmønstret hos ni mandlige motionsløbere med en hastighedsrampe startende på 4 km/t. efterfulgt af en stigning på 0.5 km/t. hvert 15. sekund indtil en sluthastighed på 20 km/t. Resultaterne blev analyseret skridt for skridt, hvilket gav et detaljeret billede med fem fodnedslagsmønstre. Damsted et al. (2015) definerer ligeledes fem fodnedslagsmønstre, og det er dermed bemærkelsesværdigt, at det kun er disse to studier der klassificerer fodnedslagsmønstre i overgangen fra hæl- til midtfods- til

forfodslagslag. Studierne tog dog ikke højde for de bagvedliggende årsagsforklaringer, hvorfor det vil være interessant at undersøge, om antropometriske parametre har indflydelse på fodnedslagsmønstret ved stigende hastighed, hvilket ikke tidligere er særlig velundersøgt.

Hertil vil indeværende studie anvende en forbedret udgave af rampetesten fra Hansen et al. (2015) inspireret af Schwameder et al. (2014), hvor der vil forekomme mere glidende overgange mellem hastighedsintervallerne, da det antages, at hastighedsskiftene derved får mindre indflydelse på fodnedslagsmønstret. Korrelationen mellem fodnedslagsmønstret ved enkelte hastigheder under rampetesten og fodnedslagsmønstret i test ved tilsvarende konstante hastigheder undersøges for en eventuel validering af rampetesten.

På baggrund heraf ønskes følgende hypoteser be- eller afkræftet.

- I. I relation til løbernes antropometriske parametre vil der ske en gruppering af fodnedslagsmønstrene.
- II. Fodnedslagsmønstret ved en given instantan hastighed under rampetesten svarer til fodnedslagsmønstret, når der løbes ved samme konstante hastighed.

Metode og materialer

Testpersoner

I undersøgelsen deltog 20 mandlige motionsløbere. Alder (mean $\pm$ SD): 27.8 år $\pm$ 3.8, højde: 1.83 m $\pm$ 0.05, vægt: 78.7 kg $\pm$ 6.0. Testpersonerne havde en løbeerfaring på 7.9 år $\pm$ 4.5 og havde i gennemsnit løbet 22.85 km $\pm$ 12.02 om ugen. For at minimere risikoen for at påvirke det vante fodnedslagsmønster anvendte testpersonerne egne løbesko. Testpersonerne havde en skadesfri periode på minimum to måneder før testens afvikling og havde ikke aktivt foretaget ændringer i løbestilen inden for de sidste 12 måneder. Derudover var det et krav for deltagelse i studiet, at testpersonerne ikke havde benlængde-asymmetri.

Forsøgsdesign

Testpersonerne udførte tre test på løbebånd (Woodway Pro XL). En rampetest på 3.36 minutter, startende med ét minut ved 6 km/t. efterfulgt af en automatisk hastighedsændring på 0.3 km/t. hvert fjerde sekund til en sluthastighed på 17.7 km/t. De to resterende test var af fire minutters varighed ved konstante hastigheder på 9.9 km/t. og 13.8 km/t. svarende til hastigheden en tredjedel og to tredjedele inde i rampetesten. Rækkefølgen af de tre test randomiseredes for hver enkelt testperson for at undgå at begå systematiske

fejl. Imellem hver af testene var der en pause på otte minutter.

Testpersonerne blev ikke informeret om studiets egentlige hypotese for at undgå, at de aktivt foretog sig noget under løbet, der kunne påvirke deres spontane løbestil.

Målemetoder

Testpersonerne fik foretaget antropometriske målinger, hvilket inkluderede vægt, højde, ben- og underbenslængde, mens den trunkerede fodlængde blev målt af testpersonerne selv. Vægt, højde, ben- og underbenslængde samt den trunkerede fodlængde blev målt med en nøjagtighed på henholdsvis 0.1 kg og 0.001 m.

Målemetoderne, der er anvendt i dette studie, er tidligere beskrevet i Hansen et al. (2015). Disse opsummeres kort nedenfor.

Højre fods kontakt med løbebåndet blev registreret af fire fodkontakter (172 NS Force-sensing Resistors), da det blev antaget, at afviklingen af højre og venstre ben var identisk grundet benlængde-symmetri. Fodkontakterne blev placeret med én på hælen, én på midtfoden lateralt og to på forfoden, henholdsvis lateralt og medialt. Fodkontakternes signaler blev registreret i et PC-baseret dataopsamlingssystem (dataopsamlingskort + BNC interface: National Instruments, PCI-6229 og BNC-2090).

Desuden blev softwaren Mr. Kick (skrevet af Knud Larsen, HST, AAU, i Labview, National Instruments) anvendt.

Databehandling

En algoritme i MATLAB skrevet i samarbejde med Michael Voigt blev anvendt til dataanalysen, hvilken muliggjorde en skridt-for-skridt-analyse. Hver skridtcyklus tog udgangspunkt i OFF-tidspunktet for det summerede forfodssignal, da det blev antaget, at alle skridt afvikledes over forfoden. Herved blev hvert skridt isoleret, hvorefter ON- og OFF-tidspunkter for alle fodkontakterne og varigheden af de aktive perioder blev bestemt og relevante parametre beregnet. Algoritmen var næsten 100 % effektiv, da 0.09 % af skridtene blev fejlvurderet og efterfølgende korigeret manuelt. Til slut blev tidsudviklingen af disse parametre plottet til visuel bedømmelse. Graferne indeholdt duty cycle (procent), skridtfrekvens (skridt/min.), skridtlængde (m), hastighedsrampen (km/t.), fodnedslagsmønster (millisekunder (ms)), aktiveringstid (ms), skridtryk (ms) og skridtvarighed (ms).

Dataanalyse

De indsamlede data blev analyseret deskriptivt med udgangspunkt i de fem klassificeringer fra Hansen et al. (2015) med henblik på at undersøge studiets to hovedformål. I skridt-

for-skridt-analysen identificeredes yderligere tre fodnedslagsmønstre gennem dels en grafisk analyse, og via udregninger af aktiveringstiden mellem fodkontakterne der anslår sekvensen i de enkelte skridt. Fodnedslagsmønstreret beskriver således både fodens første kontaktpunkt i nedsalget og den efterfølgende sekvens.

To fodkontakter anses som værende tidsmæssigt sammenfaldende, hvis deres indbyrdes afstand er skarpt mindre end 10 ms. Fodkontakternes detaljegrad gør det dog muligt at se, hvilken fodkontakt der isættes først trods sammenfald, hvilket medtages for at kunne sammenligne resultaterne med tidligere studiers resultater. De otte fodnedslagsmønstre ses i tabel 1.

Tabel 1: De otte fodnedslagsmønstre. H betegner hælkontakten, MF midtfodskontakten, og FF betegner det summerede signal fra forfodskontakterne. En (-) indikerer, at der ikke er sammenfald mellem fodkontakterne og vice versa. Der skelnes ikke mellem MF-FF-H og MFFF-H, da fokus er på afviklingen ud over forfoden. Ligeledes skelnes der ikke mellem FFMF-H, FFH-MF, FF-MF-H og FF-H-MF, da fokus ikke er på afvikling lateralt eller medalt over midtfoden, hvilket indikerer supination eller pronation.

Fodnedslagsmønster	Type	Kriterier for fodnedslagsmønstreret
Hæl	1	H-MF-FF
Hæl-bagfod-forfod	2	HMF-FF
Hæl-fuldfod	3	HMFFF
Midt-bagfod-forfod	4	MFH-FF
Midt-fuldfod	5	MFHFF
Midtfod	6	MF-H-FF
Midtfod-forfod	7	MF-FF eller MFFF og H isættes sidst
Forfod	8	FF isættes før MF og H

Data fra testene med konstante hastigheder blev ligeledes bearbejdet ud fra tabel 1. Testpersonernes fodnedslagsmønstre klassificeredes skridt for skridt i det sidste minut, hvor et gennemsnit af aktiveringstiden mellem fodkontakterne blev udregnet over de ti første skridt for at afgøre fodnedslagsmønstreret. Der blev ligeledes udregnet et gennemsnit for de tilsvarende hastighedsintervaller i rampetesten, hvilke omfattede tre til fem skridt. Ud fra datasættene blev der foretaget en korrelationsanalyse.

Statistik

Det indsamlede data for rampetestene behandles statistisk med χ^2 -uafhængighedstest. Der testes for uafhængighed mellem testpersonernes afsluttende fodnedslagsmønster i rampetesten (*afsluttende fodnedslagsmønster*), antal skift mellem fodnedslagsmønstre for den enkelte testperson (*antal skift*) og testpersonernes fodnedslagsmønstre i forhold til den første kontakt med underlaget gennem hele testen (*første kontaktpunkt*) op imod de antropometriske målinger. Derudover laves en χ^2 -uafhængighedstest mellem testpersonerne der afslutter testen med *hæl*, og dem der afslutter på *forfod* (*yderpunkter af fodnedslagsmønstre*) ligeledes imod de antropometriske målinger. Til dette formål blev testpersonerne inddelt ud fra medianen på de pågældende data. Der

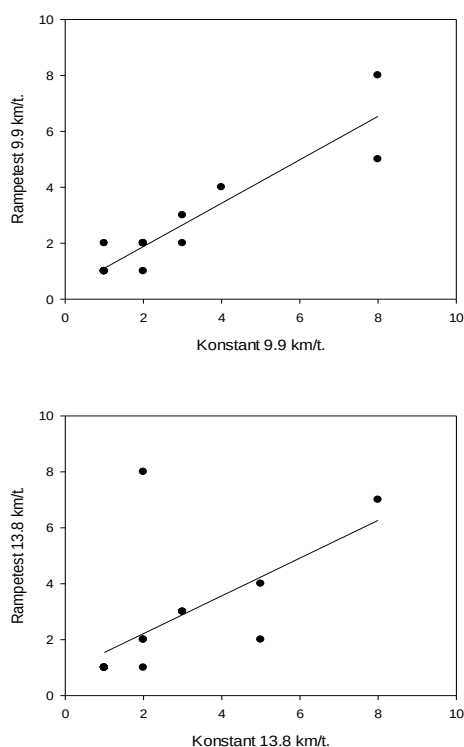
testes med et statistisk signifikansniveau på $p < 0.05$.

Resultater

I nærværende studie blev der indsamlet empiri fra 20 testpersoner. Grundet fejl i de givne data, på grund af defekte fodkontakter, vil resultatbehandlingen omhandle data fra 16 testpersoner for rampetesten og 15 testpersoner for de konstante hastigheder. De analytiske tilgange vil være eksplorative.

Validering

Rampetesten blev forsøgt valideret ud fra en korrelationsanalyse med dataene fra testene med konstante hastigheder, figur 1.



Figur 1: Korrelation mellem fodnedslagsmønstret ved de konstante hastigheder og tilsvarende hastigheder i rampetesten.

Det fremgår heraf, at korrelationskoefficienten ved 9.9 km/t. er 0.93, hvilket medfører en høj korrelation mellem testpersonernes fodnedslagsmønstre i de to test ud fra en grænse på 0.7 (Morrow et al. 2011). Herved anses rampetesten for værende valid ved 9.9 km/t.

Korrelationskoefficienten udregnet for 13.8 km/t. er 0.61, og rampetesten er dermed ikke umiddelbart valid. Enkelte testpersoner varierer dog i fodnedslagsmønstret under rampetesten, hvilket har indflydelse på klassificeringen og dermed korrelationskoefficienten.

Transition

Parametre vedrørende transitionen er udregnet for 15 testpersoner, tabel 2.

Tabel 2: Transition fra gang til løb. Mean og standardafvigelse (SD) for hvornår transitionen finder sted, skridtfrekvens, skridtlængde og duty cycle før og efter transitionen.

		Mean	SD
Transition (km/t.)		7.1	0.6
Skridtfrekvens (skridt/min.)	Før	58.70	23.83
	Efter	68.41	26.85
Skridtlængde (m)	Før	1.66	0.64
	Efter	1.46	0.57
Duty cycle (%)	Før	50.86	20.56
	Efter	35.34	13.76

TP 15 påbegynder testen med løb og er derfor ikke medtaget i ovenstående udregninger. Transitionen for TP 4, TP 6, TP 11 og TP 12 ligger i overgangen mellem to hastigheds-

intervaller, hvilket kan indikere, at transitionen påvirkes af hastighedsskiftet.

Klassifikation

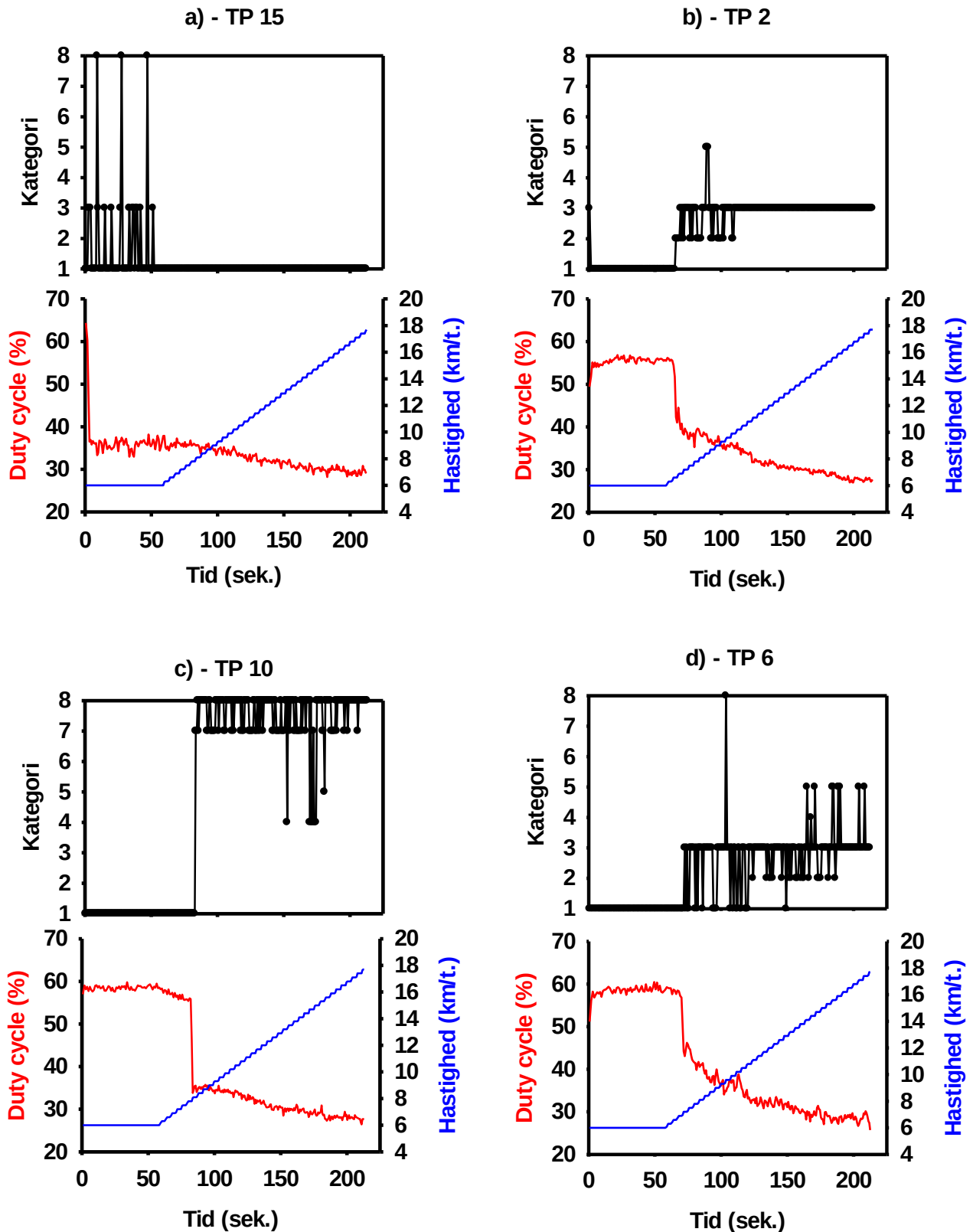
Da skridt-for-skridt-analysen gjorde det muligt at klassificere fodnedslaget for hvert enkelt skridt, blev der lavet et raster plot over fodnedslagsmønstret fra rampetesten for hver enkelt testperson til visuel vurdering. I dette afsnit inddrages raster plots fra fem testpersoner, da disse findes repræsentative for, hvorledes de øvrige testpersoner grupperer sig. I afsnittet refereres til tre beskrivelser af testpersonernes ændringer af fodnedslagsmønstret. Et ”skift” markerer en direkte ændring af fodnedslagsmønstret og dermed klassificeringen. ”Glidende overgang” betegner perioden mellem to fodnedslagsmønstre i et skift, hvor testpersonen anvender de mellemliggende fodnedslagsmønstre, dog ikke konsekvent. Et ”spring” henviser til markante afvigelser og hop mellem flere fodnedslagsmønstre.

Det fremgår af analysen, at alle testpersoner anvendte fodnedslagsmønstret type 1, *hæl*, før transitionen. Desuden ses det, at TP 12, TP 13, TP 14 og TP 15 også afslutter rampetesten med type 1, og at TP 12, TP 13 og TP 14 ikke ændrer fodnedslagsmønster gennem rampe-testen. TP 15 påbegynder testen med løb, hvilket kan være årsag til, at der i det indledende minut ved 6 km/t. opstår tre skridt

af type 8, *forfod*, samt skift mellem type 1, *hæl*, og type 3, *hæl-fuldfod*, figur 2a. TP 15 har i alt 17 skridt ud af de første 61 med et andet fodnedslagsmønster end type 1, *hæl*, hvilket svarer til 6.4 % af det samlede antal skridt. På grund af den lave hastighed antages det, at fuldfods- og forfodsnedslagene skyldes unaturlig løberytme, hvorfor disse vurderes at være uden betydning for det samlede billede. Fremadrettet vil TP 15 derfor betragtes som hælløber igennem hele rampetesten.

Otte testpersoner, 50 %, anvender variationer af fodnedslagsmønstrene *hæl*, *hæl-bagfod-forfod* og *hæl-fuldfod*, hvor den første kontakt med underlaget er hælen. TP 1 og TP 3 klassificeres inden for alle tre fodnedslagsmønstre, mens TP 4 og TP 16 kun klassificeres med *hæl* og *hæl-bagfod-forfod*. TP 2, TP 5, TP 6 og TP 11 klassificeres kun inden for fodnedslagsmønstrene *hæl* og *hæl-fuldfod*. Et eksempel herpå ses på figur 2b.

TP 7, TP 9 og TP 10 anvender forfodsnedslag ved testens afslutning og er desuden de eneste, der klassificeres som forfodsløbere set over hele rampetesten. Fælles for de tre testpersoner er, at de varierer meget før det endelige skifte til forfodsnedslag. Et eksempel ses på figur 2c. Derudover har de tre testpersoner flere skridt af type 7, *midtforfod*.



Figur 2: Raster plots med tilhørende hastighedsrampe og duty cycle. Y-aksen er inddelt i otte kategorier tilsvarende nummereringen i tabel 1. a) Raster plot for TP 15. b) Raster plot for TP 2. c) Raster plot for TP 10. d) Raster plot for TP 6.

Fælles er dog, at ingen af testpersonerne rammer dette fodnedslagsmønster konsekvent og derfor ikke klassificeres inden for denne kategori.

Fire testpersoner har glidende overgange mellem to fodnedslagsmønstre, som det kan ses på figur 2d. Det er dog forskelligt testpersonerne i mellem hvor mange og hvilke fodnedslagsmønstre, der er involveret. Desuden er der derudover fem testpersoner, som vipper mellem to nærliggende fodnedslagsmønstre, som det er tilfældet ved TP 10 omkring 100 sekunder inde i testen, figur 2c.

På figur 2d ses desuden, at enkelte skridt adskiller sig markant fra de omkringliggende. Dette kan for eksempel skyldes ubalance, hvorfor disse skridt ikke medtages i klassificeringen. Samme tendens viser sig hos ni af de øvrige testpersoner.

TP 8 adskiller sig fra de øvrige testpersoner ved at anvende fodnedslagsmønstrene *midt-bagfod-forfod*, type 4, og *midt-fuldfod*, type 5.

Et samlet overblik over klassificeringen af de 16 testpersoner ses på tabel 3.

Tabel 3: Samlet klassificering over testpersonerne. Tabellen viser udviklingen af fodnedslagsmønsteret hos de 16 testpersoner. Tallene i parentes henviser til nummereringen fra tabel 1. G.O. = Glidende overgang.

TP 1	TP 2	TP 3	TP 4	TP 5	TP 6	TP 7	TP 8
Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)
Hæl-bagfod-forfod (2)	G.O.	Hæl-bagfod-forfod (2)	Hæl-bagfod-forfod (2)	Spring	G.O.	Spring	Hæl-bagfod-forfod (2)
Hæl (1)	Hæl-fuldfod (3)	Hæl-fuldfod (3)	Hæl (1)	Hæl-fuldfod (3)	Hæl-fuldfod (3)	Hæl-fuldfod (3)	Midt-bagfod-forfod (4)
Hæl-bagfod-forfod (2)			Hæl-bagfod-forfod (2)			G.O.	Midt-fuldfod (5)
Hæl-fuldfod (3)						Forfod (8)	
TP 9	TP 10	TP 11	TP 12	TP 13	TP 14	TP 15	TP 16
Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Hæl (1)	Spring	Hæl (1)
Hæl-bagfod-forfod (2)	Spring	G.O.				Hæl (1)	Hæl-bagfod-forfod (2)
Hæl-fuldfod (3)	Forfod (8)	Hæl-fuldfod (3)					Hæl (1)
Spring							
Forfod (8)							

Antropometri

Tabel 4 viser mean og SD for de antropometriske målinger udregnet for 16 testpersoner. De angivne målinger anvendes i de nedenstående statistiske beregninger.

Statistik

Tabel 5 indeholder p-værdierne for χ^2 -testene. Ud fra analysen af testpersonernes fodnedslagsmønstre er følgende inddelinger til de statistiske test fremkommet. *Afsluttende fodnedslagsmønstre* inddeler testpersonerne i fem grupper i henhold til de fodnedslagsmønstre testen afsluttes med. Fem testpersoner afslutter rampetesten med type 1, én med type 2, seks med type 3, én med type 5 og tre med type 8, jf. tabel 1. I testen mellem *antal skift* og antropometriske målinger inddeles der i tre grupper fordelt på fire testpersoner, der ikke har skift af fodnedslagsmønstre under hele testen, fem der har ét skift, og syv der har flere skift. *Første kontaktpunkt* er inddelt i to grupper. Den første indeholder 12 testpersoner, der udelukkende anvender fodnedslagsmønstre, hvor hælen har første kontakt med underlaget, mens der i den

anden gruppe er fire testpersoner, der også anvender øvrige fodnedslagsmønstre igennem rampetesten. Afsluttende testes *yderpunkter af fodnedslagsmønstre*. Denne test fordeler sig mellem fem testpersoner, der afslutter testen med *hæl* og tre, der afslutter på *forfod*. Testpersonerne er i alle test inddelt i to grupper ud fra medianen af de antropometriske målinger.

I to af testene fremkommer en p-værdi mindre end 5 %, tabel 5. Den ene test viser, at løbere med kortere ben har en større hyppighed af fodnedslagsmønstre, hvor hælen har den første kontakt med underlaget, mens den anden test viser, at løbere, hvor forholdet mellem benlængde og højde er mindst, har en større hyppighed af fodnedslagsmønstret *hæl-fuldfod* i den afsluttende klassificering. Det må dog tydeliggøres, at en p-værdi større end 5 % blot antyder, at det ikke er muligt på det foreliggende grundlag at påvise, om de to parametre har indflydelse på hinanden. Dermed er det ikke bevist, at der er uafhængighed mellem de testede parametre.

Tabel 4: Mean og SD for højde, benlængde og den trunkerede fodlængde samt ratioer.

	Højde (m)	Benlængde (m)	Trunkeret fodlængde (m)	Ratio: benlængde og højde	Ratio: underbens- og benlængde
Mean	1.83	0.98	0.23	0.54	0.55
SD	0.06	0.04	0.09	0.01	0.01

Tabel 5: P-værdier i procent. P-værdier mindre end 5 % er fremhævet.

	Afsluttende fodnedslagsmønstre	Antal skift	Første kontaktpunkt	Yderpunkter af fodnedslagsmønstre
Højde	26.74	51.10	24.82	8.97
Benlængde	20.93	51.10	2.09	8.97
Trunkeret fodlængde	30.84	5.12	24.82	18.69
Ratio: benlængde og højde	3.82	22.96	24.82	67.33
Ratio: underbens- og benlængde	63.87	51.10	24.82	46.52

Diskussion

Da resultaterne fra Hansen et al. (2015) viste individuelle fodnedslagsmønstre, ønskes det at undersøge nærmere, om der findes en sammenhæng mellem fodnedslaget og antropometriske parametre.

Validering

Det vurderes ud fra korrelationskoefficienten på 0.93, at fodnedslagsmønstret er relativt ens ved 9.9 km/t. blot med en mindre variation hos enkelte testpersoner. Der fremgår mindre korrelation ved 13.8 km/t., da korrelationskoefficienten er 0.61. Det skal dog bemærkes, at TP 9 ved 13.8 km/t. har store afvigelser, da fodnedslagsmønstret ved den konstante hastighed klassificeres som *hæl-bagfod-forfod* og ved rampetesten som *forfod*. Afvigelserne kan skyldes et forudgående kendskab til rampetestens dynamiske ændringer, da denne indgik som en del af opvarmningen.

Overordnet set vurderes det ud fra korrelationsanalysen, at rampetesten er valid. Dermed kan rampetesten anvendes til klassificering af fodnedslagsmønstre, og

resultaterne fra indeværende studie kan derfor sammenholdes med tidligere studiers resultater fremkommet ved enkelte hastigheder. Desuden foregår et naturligt løb ikke ved en konstant hastighed, men afvikles ved mere varierende hastigheder.

Klassificering

Af analysen fremkom otte fodnedslagsmønstre jf. tabel 1. Den nuancerede klassificering adskiller sig fra tidligere resultater, hvor der typisk refereres til tre fodnedslagsmønstre (Hasegawa et al. 2007) (Larson et al. 2011) (Lieberman et al. 2010). Resultaterne viste, at fire testpersoner, 25 %, anvendte type 1, *hæl*, igennem hele testen, mens 12 testpersoner, 75 %, skifter fodnedslagsmønstre. Den procentvise fordeling af testpersoner, der anvender *hæl*, er dermed lav sammenholdt med resultater fra Daoud et al. (2012) og Hasegawa et al. (2007), hvor 69-75 % klassificeres som hælløbere.

For at sammenligne resultaterne fra indeværende studie med andre studiers resultater kan datasættet anskues ud fra

tidligere studiers analysemetode, som udelukkende klassificerer fodnedslagsmønstret ud fra, hvilken del af foden der har den første kontakt med underlaget (Larson et al. 2011) (Schwameder et al. 2014). Ses der på de otte mulige fodnedslagsmønstre i tabel 1, findes tre tilfælde, hvor hælen har den første kontakt med underlaget dog med forskellige efterfølgende sekvenser. Derved vil de to testpersoner, der også anvender fodnedslagsmønstret *hæl-bagfod-forfod*, type 2, blive klassificeret som hælløbere, hvilket medfører en samlet procentsats på 37.5 %. Medtages derudover også type 3, *hæl-fuldfod*, vil 75 % blive klassificeret som hælløbere. Derved kan der stilles spørgsmålstejn ved tidligere studiers resultater, da indeværende studie viser, at løbestilen er mere nuanceret end blot hæl-, midtfods- og forfodsnedslag. Detaljegraden i skridt-for-skridt-analysen i indeværende studie medfører altså, at kun 25 % af testpersonerne klassificeres som hælløbere.

Hos 11 testpersoner, 68.75 %, sker skiftene mellem fodnedslagsmønstrene gradvist over flere skridt og hastighedsintervaller og ikke ved direkte skift, som tidligere studier antyder (Lieberman et al. 2010) (Schwameder et al. 2014). Derfor kan der igen stilles spørgsmålstejn ved tidligere studiers resultater, hvor fodnedslagsmønstret under-

søges ved enkelte hastigheder. Schwameder et al. (2014) registrerede ingen gradvise ændringer i fodnedslagsmønstrene, til trods for anvendelsen af en stigende hastighedsrampe. Her kan analyseredskabet, videoanalyse, dog være en årsag til de manglende detaljer.

Indeværende studie har klassificeret otte fodnedslagsmønstre, hvilket giver en mere detaljeret beskrivelse end præsenteret i Hansen et al. (2015) og Damsted et al. (2015), der begge anvender fem fodnedslagsmønstre. Det må dog påpeges, at især fodnedslagsmønstret *midtfod*, type 6, ikke opstår ofte. Ifølge Lieberman et al. (2010) vil et midtfodsnedslag opstå, når forfoden og hælen isættes samtidig, hvilket forekommer flere gange hos studiets testpersoner. Detaljegraden i dette studie er dog højere og medfører at fire af de otte fodnedslagsmønstre har midtfoden som første kontakt med underlaget, hvilket kan være årsag til det lave antal af skridt klassificeret som type 6, *midtfod*.

Sekvensen i hvert skridt anses som en vigtig parameter, da det giver mulighed for at observere de gradvise ændringer mellem skiftene i fodnedslagsmønstrene. Nærværende studie kan dermed bidrage til en mere indgående forståelse af, hvordan fodnedslagsmønstrene ændres hos den enkelte testperson. Skiftene i fodnedslagsmønstret er desuden individuelt orienteret.

Antropometri

Resultaterne fra χ^2 -testene viser, at testpersonernes fodnedslagsmønstre i forhold til den første kontakt med underlaget gennem hele testen afhænger af benlængden med en p-værdi på 2.09 %. Testpersonerne med en benlængde under medianen anvender udelukkende fodnedslagsmønstrene af type 1-3, hvor hælen har den første kontakt med underlaget. Ligeledes har de tre testpersoner, der kommer op på *forfod* benlængder over medianen. Dette kan indikere, at jo længere ben, jo større sandsynlighed for nedslag på forfoden. Dette understøttes af, at ingen testpersoner med en benlængde under medianen kommer op på *forfod*. Desuden anvender en enkelt testperson, som ligeledes har en benlængde over medianen, fodnedslagsmønstrene *midt-bagfod-forfod* og *midt-fuldfod*, der begge har den første kontakt på midtfoden.

Det ses dog også, at fire testpersoner med en benlængde over medianen udelukkende anvender nedslag, hvor hælen har den første kontakt med underlaget. To ud af disse fire testpersoner udfører rampetesten som den sidste af de i alt tre test efter opvarmningen. Det kan derfor tænkes, at rækkefølgen af de tre test kan have påvirket fodnedslagsmønstret for netop disse to testpersoner. Ved udførelsen af den sidste test gav flere testpersoner udtryk for

træthed, og det kan derfor påtænkes, om fodnedslaget ligger længere tilbage på foden, jo mere træt løberen er. Dette er samstemmende med, at fodnedslagsmønstret kan påvirkes af løbedistancen (Hatala et al. 2014). Det må dog også bemærkes, at tre af de fire testpersoner løber testen i en sko med et hældrop på minimum 10 mm, hvilket favoriserer hællanding (Lieberman et al. 2010). Det tyder altså på, at jo kortere ben, jo større tendens er der til fodnedslagsmønstre, hvor hælen har den første kontakt med underlaget.

Derudover afhænger det afsluttende fodnedslagsmønster i rampetesten af ratioen mellem benlængde og højde med en p-værdi på 3.82 %. Ud fra resultaterne ses det, at de syv testpersoner, der afslutter rampetesten med *hæl-fuldfod*, ligger under medianen, og at fire ud af de fem testpersoner, der afslutter testen med *hæl*, ligger over medianen. Derudover ligger tre ud af de fire testpersoner, der afsluttende klassificeres med et fodnedslagsmønster, hvor hælen ikke har den første kontakt med underlaget, ligeledes over medianen. Dermed er det umiddelbart svært at lave en entydig tolkning af resultaterne. Resultaterne viser dog en statistisk sammenhæng, hvilket påpeger, at det kunne være interessant at lave yderligere undersøg-

elser samt at sammenholde disse resultater med en biomekanisk tilgang.

χ^2 -testen, hvor *antal skift* og den trunkerede fodlængde er undersøgt, giver en p-værdi på 5.12 %, hvilket ligger lige over det opstillede signifikansniveau på 5 %. Derfor findes det interessant at undersøge de opstillede parametre på et større datasæt.

Akademisk kontra funktionel interesse

Den funktionelle relevans af den detaljerede klassificering kan diskuteres, da de otte fodnedslagsmønstre anvendes i varierende grad blandt testpersonerne. Samlet set anvendes fodnedslagsmønstret *midt fod* i fire skridt ud af i alt 4098 skridt, 0.1 %, mens *midt fod-for fod* anvendes i 183 skridt, 4.5 %, fordelt på fem ud af de 16 testpersoner. Der er dog ingen af testpersonerne, der anvender disse fodnedslagsmønstre konsekvent og dermed klassificeres heri. I begge tilfælde kræver det, at isættet sker længere fremme på foden, dog anvender flere af testpersonerne løbesko med hældrop, hvilket kan favorisere hældning (Daoud et al. 2012) (Lieberman et al. 2010) og det kan dermed have påvirket den procentvise anvendelse af disse to fodnedslagsmønstre.

Analysen viser, at der er tale om flere fodnedslagsmønstre end de traditionelle hæl-, midtfods- og forfodslags, og at 12 af testpersonerne ikke fastholdt et enkelt

fodnedslagsmønster på tværs af hastigheder. Det kan dermed være mere relevant at karakterisere løberes fodnedslagsmønstre som hastighedsafhængige fodnedslagsprofiler. Dette er desuden relevant, da motionsløb ikke foregår ved en konstant hastighed.

Den detaljerede klassificering giver et billede af, at fodnedslagsmønstret er mere komplekst end tidligere antaget, og at der ofte opstår gradvise ændringer mellem anvendelse af fodnedslagsmønstrene. Dette kan både have praktisk interesse for løbere og akademisk interesse for forskningen, da det giver en bedre forståelse af, hvilke ændringer der sker i fodnedslagsmønstret ved stigende hastighed.

Konklusion

Med skridt-for-skridt-analysen fremkom otte fodnedslagsmønstre. Resultaterne viste, at testpersonernes fodnedslagsmønstre i forhold til den første kontakt med underlaget gennem hele testen afhang af benlængden, og at testpersonernes afsluttende fodnedslagsmønstre i rampetesten var afhængig af ratioen mellem benlængde og højde. Desuden viste resultaterne, at 75 % af testpersonerne havde gradvise ændringer af fodnedslagsmønstret på tværs af hastigheder, hvorfor det fremadrettet vil være relevant at karakterisere motionsløberes fodnedslagsmønstre som hastighedsafhængige fodnedslagsprofiler frem for ved enkelte hastigheder.

Referencer

- Cooper, D.M., Leissring, S.K. & Kernozek, T.W. (2015). Plantar loading and foot-strike pattern changes with speed during barefoot running in those with a natural rearfoot strike pattern while shod. *The Foot* 25 (2015) 89–96.
- Copenhagen Half Marathon (2016). Available from: <<http://live.ultimate.dk/desktop/front/index.php?eventid=2612>> [2.januar 2016].
- Damsted, C., Larsen, L.H. & Nielsen, R.O. (2015). Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners. *Gait & Posture* 42 (2015) 32–35.
- Daoud, A.I., Geissler, G.J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y.A. & Lieberman, D.E. (2012). Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol. 44, No. 7, pp. 1325–1334.
- De Almeida, M.O., Saragiotto, B.T., Yamato, T.P. & Lopes, A.D. (2014). Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport* 16 (2015) 29–33.
- Forsberg, P. (2012). *Motionsløbere I Danmark – Portræt af danske motionsløbere*. Idrættens Analyseinstitut, 1.udgave.
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.B. & Samozino, P. (2014). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *Journal of Biomechanics*, 47, 1588–1593.
- Halvmarathon (2016). Powerade Copenhagen Half Marathon. Available from: <<http://halvmarathon.com/powerade-copenhagen-half-marathon/>> [2.januar 2016].
- Hamill, J., Russell, E.M., Gruber, A.H. & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. Vol. 3, No. 1, March 2011, 33–40.
- Hansen, M.T., Lindner, C. & Manstrup, M.S. (2015). Classification of foot strike pattern with increasing running speed.
- Hasegawa, H., Yamauchi, Y. & Kraemer, W.J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2007, 21(3), 888–893.
- Hatala, K.G., Dingwall, H.L., Roshna, E.W. & Richmond, B.G. (2014). Variation in Foot Strike Patterns during Running among Habitually Barefoot Populations. *PLoS ONE* 8(1): e52548.doi:10.1371/journal.pone.0052548.
- Hayes, P. & Caplan, N. (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Sciences*, 30, 1275–1283.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K. & Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29:15, 1665–1673, DOI: 10.1080/02640414.2011.610347.

- Lessel, S. (2015). SHFT – Et indblik i fremtidens mest avancerede personlige løbetræner. Løbemagasinet nr. 74 september 2015.
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., Andrea, S.D., Davis, I.S., Mang'Eni, R.O. & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463, 531-535.
- Morrow, J.R.Jr., Jackson, A.W., Disch, J.G. & Mood, D.P. (2011). Measurement and evaluation in human performance. Human kinetics. Fourth edition.
- Perkins, K.P., Hanney W.J. & Rothschild, C.E. (2014). The Risks and Benefits of Running Barefoot or in Minimalist Shoes: A Systematic Review. *Sports health*, 6, 475-480.
- Santuz, A., Ekizos, A. & Arampatzis, A. (2015). A Pressure Plate-Based Method for the Automatic Assessment of Foot Strike Patterns During Running. *Biomedical Engineering Society*.
- Schwameder, H., Wunsch, T., Scatz, T. & Kröll, J. (2014). Effect of running speed on the foot-ground angle in heel strikers. *International Calgary Running Symposium abstract book*, University of Calgary, 128-129.
- Squadrone, R. & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* 2009; 49: 6–13.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R. & Zumbo B.D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. *Br J Sports Med* 2003;37:239–244.
- Van Gent, R.N., Siem D., van Middelkoop M., van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M.A. & Koes B.W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 2007;41:469–480. doi: 10.1136/bjsm.2006.033548.
- Warne, J.P., & Warrington, G.D. (2014). Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*, 24, 563-568.

Antropometriske parametres indflydelse på fodnedslagsmønstret under løb ved stigende hastighed

Arbejdsblade

5. januar 2016

Gruppe 1034:

Cilie Lindner, Maria T. Hansen, Martin S. Manstrup

Aalborg Universitet, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Idræt

Læsevejledning

Studiets læsevejledning fremstilles i afsnit og har til hensigt at give læseren en oversigt over, hvilke elementer arbejdsbladene indeholder.

Introduktion: Studiets problemfelt samt problemanalyse fremstilles, og med udgangspunkt i disse præsenteres problemformuleringen samt de opstillede hypoteser.

Teori: Hensigten er at præsentere den relevante teori i forhold til studiets problemstilling.

Metode: Studiets undersøgelsesmetoder, samt metodiske argumentationer for disse fremstilles. Endvidere uddybes de anvendte materialer til undersøgelsen.

Metodekritik: Hensigten er en kritisk refleksion over studiets anvendte metoder.

Perspektivering: Mulige fremtidsperspektiver, der kan være interessante at undersøge, præsenteres.

Litteraturliste: Angives der ikke en kilde, er indholdet baseret på specialegruppens eget arbejde. Harvard-referencesystem anvendes gennem artikel og arbejdsblade.

Bilag: Artiklen skrevet af Hansen et al. (2015) findes bagerst i bilag.

Begrebsafklaring

Motionsløber defineres som en person, der har anvendt løb som primær motionsform i en periode på et til to år, og som i gennemsnit har løbet 10-30 km ugentligt.

Indholdsfortegnelse

Introduktion.....	3
Problemformulering	4
Teori.....	6
Faserne i løb	6
Transitionsfasen	7
Fodnedslagsmønstre under løb.....	7
Metode	9
Testpersoner.....	9
Forsøgsprotokol.....	11
Måleudstyr.....	15
Metodekritik	19
Fodkontakter	19
Opvarmning	19
Løbebånd	19
Perspektivering.....	21
Litteraturliste	22
Bilagsoversigt.....	25

Introduktion

Gennem de senere år er der sket en øget tilslutning til løb som individuel motionsform, og løb er blevet et middel til velvære og sundhed (Warne & Warrington 2014). Den øgede tilslutning kan ses på deltagerantallene ved de årlige motionsløb (Forsberg 2012), hvor der i år 2010 eksempelvis var 5.820 deltagere ved Copenhagen Half Marathon, mens der i 2015 var 19.435 deltagere. Dette er mere end en tredobling af antallet af deltagere (Copenhagen Half Marathon 2016) (Halvmarathon 2016).

I takt med, at løb er blevet en motionstrend, er der skabt et øget fokus på løbestile, hvortil producenterne udvikler produkter, hvor fokus rettes mod den enkelte løber og de individuelle behov i valg af løbesko og -stil (Nielsen et al. 2013). SHFT, RunScribe og Sensoria er eksempler på produkter, der er rettet mod at give information til den enkelte løber. SHFT er et produkt bestående af to pods, der er udviklet på IT-Universitetet i København. Den ene pod monteres på skoen og måler blandt andet hvilken del af foden, der har den første kontakt med underlaget, fodens vinkel i nedslaget og fodens kontakttid med underlaget. Den anden pod placeres på brystet og måler blandt andet overkroppens vinkel samt løbeeffektiviteten (Lessel 2015). RunScribe er en letvægtsboks der placeres på bagsiden af løbeskoen, som blandt andet er i stand til at give løberen 3D-billeder af fodens afvikling efter løbeturen (Runscribe 2016). En anden metodisk tilgang står producenten Sensoria bag, som har udviklet en sok, hvori der er indbygget tre tryksensorer, to ved forfoden og en ved hælen. Tryksensorerne giver informationer om løberens fodnedslagsmønster og kan gennem en app vejlede løberen (Sensoriafitness 2016). Udviklingen af produkter rettet mod at give løberen en stor informationsmængde viser, at der er en stor interesse for detaljerne omkring løb. Produkterne har dog praktiske så vel som tekniske begrænsninger.

Fodnedslagsmønstret klassificeres traditionelt som hæl-, midtfods- og forfodsnedslag, ud fra hvilken del af foden der har den første kontakt med underlaget (Hasegawa et al. 2007) (Lieberman 2012) og kan blandt andet påvirkes af typen af løbesko (Warne & Warrington 2014), løbeerfaring (Hayes & Caplan 2012) eller hældrop (Hamill et al. 2011). Fodnedslagsmønstrene kan blandt andet undersøges ved brug af high-speed kameraer og gennem underlagsreaktionskraften ved anvendelse af en kraftplatform (Lieberman et al. 2010). Larson et al. (2011) har deslige anvendt high-speed kameraer, hvor fod-til-jord-vinklen måles ved en frame-by-frame-analyse. Et andet studie har forsøgt at undersøge og identificere fodnedslagsmønstret ved hjælp af accelerometre placeret på hælen og midtfoden (Giandolini et al. 2014). Fælles for disse studier er, at undersøgelserne tager udgangspunkt i enkelte hastigheder. Damsted et al. (2015) undersøger ligeledes fodnedslagsmønstret ved én hastighed. Studiet adskiller sig dog ved at anvende en modificeret klassificering af fodnedslagsmønstret inddelt i fem kategorier. Til klassificeringen anvendes en 2D-videoanalyse, hvor to uafhængige fysioterapeuter, med ekspertise i videoanalyse, klassificerer fodnedslagsmønstret, frame-by-

frame. Denne analysemetode kan være problematisk, da det er baseret på subjektive skøn af fodens placering under isættelse.

To studier, Hansen et al. (2015) og Schwameder et al. (2014), har undersøgt fodnedslagsmønstret ved stigende hastighed på løbebånd. Schwameder et al. (2014) anvendte en hastighedsrampe startende på 3 m/sek. (10.8 km/t.), som efterfølgende steg med 0.1 m/sek. (0.36 km/t.) hvert femte sekund. Testen sluttede med en hastighed på 6 m/sek. (21.6 km/t.). Med en 2D-videoanalyse blev fod-til-jord-vinklen analyseret, og resultaterne viste, at løberne grupperede sig i enten hælnedslag, ved alle hastigheder, eller startende hælnedslag med ændring til forfodsnedslag ved de højere hastigheder (ibid.). Hansen et al. (2015) undersøgte fodnedslagsmønstret via fire fodkontakter hos ni mandlige motionsløbere, ved stigende hastighed. Undersøgelsen foregik på løbebånd med en hastighedsrampe startende på 4 km/t. efterfulgt af en stigning på 0.5 km/t. hvert 15. sekund indtil en sluthastighed på 20 km/t. Resultaterne blev analyseret skridt for skridt, hvilket betød, at der fremkom et mere detaljeret billede af motionsløbernes fodnedslagsmønstre. Fem forskellige fodnedslagsmønstre blev identificeret; *hæl*, *bagfod-forfod*, *fuldfod*, *midtforfod* og *forfod*. Testpersonernes fodnedslagsmønstre, over stigende hastighed, var dog individuelt (ibid.).

Det er bemærkelsesværdigt, at det kun er Damsted et al. (2015) og Hansen et al. (2015) der klassificerer fodnedslagsmønstre i overgangen fra hæl- til midtfods- til forfodsnedslag. Studierne tog dog ikke højde for årsagsforklaringerne bag fodnedslagsmønstrene, hvorfor det kunne være interessant at undersøge, om antropometriske parametre kan have en indflydelse på fodnedslagsmønstret ved stigende hastighed, hvilket ikke tidligere er velundersøgt. Indeværende studie anvender en forbedret udgave af rampetesten fra Hansen et al. (2015) inspireret af Schwameder et al. (2014), hvor der vil forekomme mere glidende overgange mellem hastighederne i løbetesten, da det antages at påvirke testpersonernes løbemønstre mindre. Derudover undersøges fodnedslagsmønstret ved konstante hastigheder for at validere rampetesten.

Ud fra ovenstående fremkommer følgende problemformulering samt hypoteser.

Problemformulering

I hvor høj grad er rampetesten valid i forhold til test ved konstante hastigheder, og hvilken indflydelse har antropometriske parametre på fodnedslagsmønstret ved en løbetest med kontinuerlige ændringer på et løbebånd?

Hypoteser

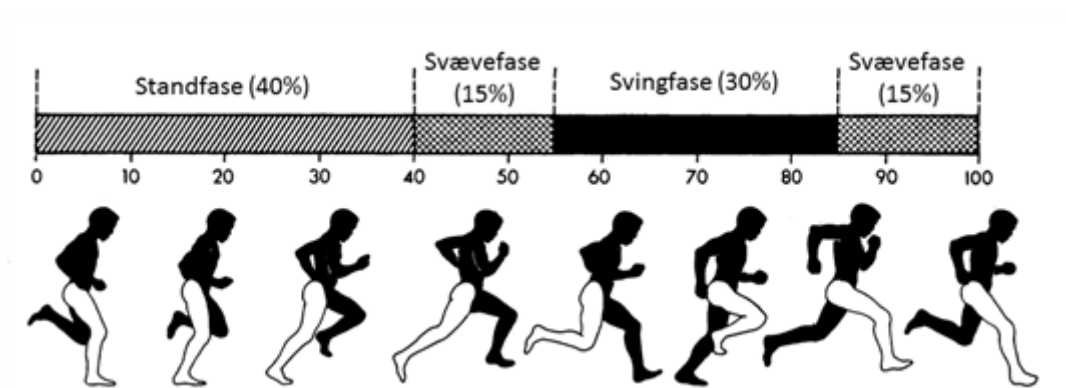
- I. I relation til løbernes antropometriske parametre vil der ske en gruppering af fodnedslagsmønstrene.
- II. Fodnedslagsmønstret ved en given instantan hastighed under rampetesten svarer til fodnedslagsmønstret, når der løbes ved samme konstante hastighed.

Teori

Afsnittet vil være en teoretisk gennemgang af faserne i løb, transitionsfasen fra gang til løb og afsluttende fodnedslagsmønstrene under løb.

Faserne i løb

Gang og løb er naturlige bevægelsesformer for kroppen. Løb er en mere krævende bevægelsesform end gang, da kroppens muskler, led og væv udsættes for en større belastning ved de vertikale bevægelser gennem større acceleration og deceleration. Den vertikale underlagsreaktionskraft vil, under løb, være mere end dobbelt så stor som legemsvægten. Løb karakteriseres grundlæggende ud fra tre faser; en standfase, en svingfase og en svævefase (Bojsen-Møller et al. 2014). Faserne ses på figur 1.



Figur 1: Standfase, svævefase og svingfase under løb (Sundsport 2016).

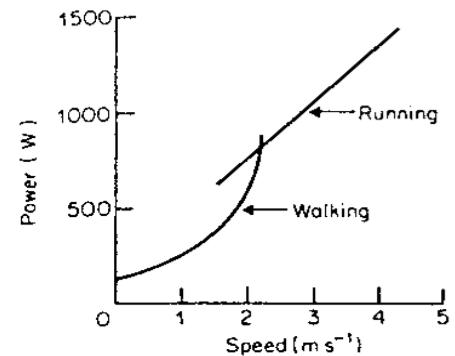
Standfasen betegnes som perioden, fra isæt til afsæt, hvor foden er i kontakt med underlaget og er afhængig af løbehastigheden. Når den ene fod afvikler standfasen, vil den anden fod afvikle svingfasen (Bojsen-Møller et al. 2014) (Müller & Ritzdorf 2009). Svævefasen adskiller løb fra gang, ved at begge fødder ikke er i kontakt med underlaget på samme tid (Alexander 2002). En skridtcyklus kan defineres fra hælnedslag til næste hælnedslag for samme ben, hvor det afgørende er, at en standfase og en svingfase, for det pågældende ben, er inkluderet. Massemidtpunktet vil løbende accelereres og decelereres, og den største hastighed opnås i afsættet, hvor afviklingen sker ud over forfoden. I nedslaget vil excentriske muskelkontraktioner i hofte-, knæ- og ankelledet fungere som støddæmpning. I afsættet ændres kontraktionen i de aktive muskler til en koncentrisk kontraktion (Bojsen-Møller et al. 2014).

Løbehastigheden er defineret som skridtlængden ganget med skridtfrekvensen, hvilke ændres i takt med en stigende hastighed. Skridtlængden øges med omkring 85 % ved en fordobling af hastigheden fra 10 km/t. til 20 km/t., mens skridtfrekvensen stiger med cirka 9 %. Forskellen skyldes, at det er lettere for kroppen at øge

skridtlængden fra moderat til høj løbehastighed, mens skridtfrekvensen øges markant ved løbehastigheder på 23 km/t. og derover (McArdle et al. 2007).

Transitionsfasen

Transitionsfasen beskrives som overgangen fra gang til løb, hvor svingfasen bliver længere og standfasen minimeres fra ca. 60 % til 40 % af skridtcyklussen (Novacheck 1998). *Duty cycle* betegner standfasen som en procentdel af skridtcyklustiden og er hastighedsafhængig (Alexander 2002). En moderat ganghastighed ligger på omkring 5.5 km/t., men når bevægelseshastigheden overstiger ca. 7 km/t., vil det være mere krævende for kroppen at gå frem for at løbe, hvilket fremgår af figur 2. Ved stigende hastigheder vil skridtlængden og –frekvensen tilpasses ud fra, hvad der er mindst energikrævende for kroppen (ibid.).

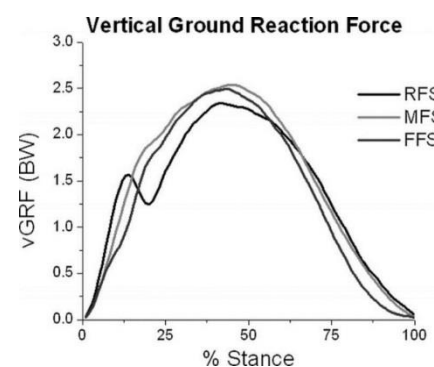


Figur 2: Energiforbruget ved gang og løb ved stigende hastighed for en voksen mand (Alexander 2002, modificeret ud fra Margaria 1996).

Fodnedslagsmønstre under løb

I løb inddeles fodnedslagsmønstret typisk i tre kategorier, hæl-, midtfods- og forfodsnedslag, ud fra hvilken del af foden der har den første kontakt med underlaget (Hasegawa et al. 2007) (Lieberman et al. 2010) (Lieberman 2012). Fodnedslagsmønstret kan påvirkes af benlængdeasymmetri eller skader (Bojsen-Møller et al. 2014).

Figur 3 illustrerer den vertikale underlagsreaktionskraft i fodnedslaget på hæl (RFS), midtfod (MFS) og forfod (FFS). Den vertikale underlagsreaktionskraft defineres som den lodrette kraft løberen påvirkes af umiddelbart efter fodens første kontakt med underlaget



Figur 1: Nedslaget er forskelligt afhængig af løbestilen. Figuren viser nedslaget for hæl-, midtfods- og forfodsnedslag ved løb med sko (Altman & Davis 2012).

(Daoud et al. 2012). Den vertikale underlagsreaktionskraft ved hælnedslag adskiller den vertikale underlagsreaktionskraft sig fra kraften ved nedslaget på midt- og forfod, da der ved hælnedslag registreres to peaks. Det første peak defineres som det passive peak og registreres ved hælens isæt, mens det andet defineres som det aktive peak, hvilket forekommer ved midten af standfasen (Novacheck 1998). Ved hælnedslag er underlagsreaktionskraften høj sammenlignet med nedslag på midt- og forfod. Dette skyldes placeringen af kroppens massecentrum, som vil være placeret bag fodens isæt, mens det ved midt- og forfod vil være placeret mere over foden (Altman & Davis 2012).

Hæl-, midtfods- og forfodsnedslag påvirker underekstremiteterne forskelligt. Løbere med hælnedslag har typisk den første kontakt med underlaget med foden foran knæ og hofte, hvor knæet er lettere strakt og med en dorsalfleksion i ankelleddet (Daoud et al. 2012). Dette medfører en højere belastning af hofte- og knæled, som kan mindskes ved at reducere skridtlængden (Altman & Davis 2012). Ved hælnedslag er skridtlængden typisk længere end ved forfodsnedslag, hvilket kan øge belastningen af hoften (Daoud et al. 2012). Hos løbere med hælnedslag har studier undersøgt en mulig sammenhæng mellem belastningsgraden i nedslagskraften og risikoen for skader. Ved hælnedslag vil de typiske skader ofte være lokaliseret omkring hofte, knæ, skinneben og hæl (Lieberman et al. 2010).

Løbere med forfodsnedslag har typisk den første kontakt med underlaget med en plantarfleksion i anklen og et mere bøjet knæ (Lieberman et al. 2010), hvilket reducerer belastningsgraden af hofte- og knæled (Altman & Davis 2012). Standfasen minimeres ved forfodsnedslag sammenlignet med hælnedslag og reducerer risikoen for skader i den forreste del af knæet (Cooper et al. 2015), men derimod øges dorsalfleksionen i anklen, hvilket kan resultere i akillessenebetændelse. Ved forfodsnedslag er underlagsreaktionskraften koncentreret under fodballen, hvilket kan øge risikoen for smerter ved metatarsalknoglerne og skader i anklen (Altman & Davis 2009) (Altman & Davis 2012). Forfodsnedslag vil være mere typisk ved højere hastigheder, samt ved anvendelsen af løbesko med et lavt hældrop (Daoud et al. 2012).

Løbere med midtfodsnedslag vil lande med flad fod på underlaget, hvor hæl og forfod isættes på samme tid. Midtfodsnedslag vil typisk være mere varierende end hæl- og forfodsnedslag, og belastningen af underekstremiteterne vil være en blanding mellem belastningerne ved hæl- og forfodsnedslag (Daoud et al. 2012).

Metode

Det kommende afsnit er en gennemgang af studiets anvendte metoder.

Testpersoner

I nærværende studie deltog 20 mandlige motionsløbere i alderen 20-35 år, med en løbeerfaring på minimum to år. Testpersonerne havde i en periode på minimum et til to år løbet gennemsnitligt 10-30 km om ugen. Under testen anvendte de egne løbesko for ikke at påvirke den vante løbestil.

I udvælgelsen af testpersoner blev der opsat følgende eksklusionskriterier.

Testpersonerne måtte ikke:

- Have været skadet de sidste to måneder omkring knæ, hofte og fodled.
- Aktivt have ændret løbestil inden for de sidste 12 måneder.
- Have benlængde-asymmetri.

Kriterierne blev valgt på baggrund af tidligere studier.

Grundlaget for målgruppens aldersinddeling på 20-35 år findes i studiet Kerkick et al. (2015), som undersøger musklernes ydeevne på tværs af alder. Deltagerne i studiet udførte styrketest af underekstremiteterne ved øvelsen benpres, hvor tre aldersgrupper var repræsenteret; 20-35, 40-55 og 60-76 år. Deltagerne udførte to test, henholdsvis en en-repetition-maksimum test (1RM) og en test med maksimalt antal gentagelser til udmattelse, ved 70% af deres 1RM. Resultaterne af undersøgelsen viste, at der var signifikant forskel i 1RM mellem de 20-35 årige og de resterende to aldersgrupper. Den anden test, viste ligeledes en signifikant forskel mellem de 20-35 årige og de resterende aldersgrupper (Kerkick et al. 2015).

I tabel 1 fremgår testpersonernes alder, vægt og højde samt enkelte besvarelser fra det udfyldte spørgeskema (Bilag 1). Højden er målt med 0.001 meters nøjagtighed.

Tabel 1: En karakteristik af testpersonerne samt deres løbehistorik.

	Alder (år)	Vægt (kg)	Højde (m)	Løbeerfaring (år)	Antal km om ugen (km)
TP 1	26	78.6	1.82	10	10
TP 2	28	78.1	1.79	2-3	20
TP 3	23	77.3	1.80	3	25
TP 4	28	80.3	1.77	3-4	35
TP 5	27	81.8	1.87	10	30
TP 6	28	78.4	1.87	8	10
TP 7	27	79.9	1.84	2	25
TP 8	31	73.4	1.81	11-12	30
TP 9	26	86.5	1.93	5	10
TP 10	32	76.7	1.82	14	50
TP 11	22	68.2	1.71	7	10
TP 12	26	74.5	1.90	5	15
TP 13	28	70.8	1.80	13	17
TP 14	35	89.1	1.81	5	40
TP 15	29	86.5	1.78	8	15
TP 16	27	87.1	1.90	8	20
TP 17	20	84.9	1.88	10	15
TP 18	26	68.9	1.89	7	45
TP 19	35	74.4	1.81	20	20
TP 20	32	79.1	1.83	5	15

Etiske overvejelser

Testpersonerne blev kontaktet på mail angående mulig deltagelse. I mailen fremgik informationer om testens omfang og beliggenhed, samt opstillede inklusions- og eksklusionskriterier (Bilag 2).

Testpersonerne underskrev ved ankomst en samtykkeerklæring, hvori det fremgik, at det var muligt at trække sig fra undersøgelsen på et hvilket som helst tidspunkt, uden konsekvenser (Bilag 3).

Som en sikkerhedsforanstaltning blev testpersonerne påført en sele, der var fastspændt i loftet, under udførelsen af testene. Dette for at sikre testpersonerne mod fald, hvis de skulle miste kontrollen over deres bevægelser. Testpersonerne blev ligeledes instrueret i anvendelse af nødstopknapperne på løbebåndet, hvis der skulle opstå komplikationer under testen.

Der var ingen fysiske gener i forbindelse med deltagelsen i testen, der gav anledning til yderligere etiske hensyn.

Forsøgsprotokol

Forud for studiets egentlige test blev forsøget afprøvet for at teste studiets valgte metode og måleudstyr. Inden testens start underskrev testpersonerne en samtykkeerklæring og fik målt vægt (Tanita BWB-800), højde, ben- og underbenslængde. Benlængden blev blandt andet målt for at undersøge om testpersonerne havde benlængde-asymmetri, i tilfælde heraf ekskluderes disse fra undersøgelsen.

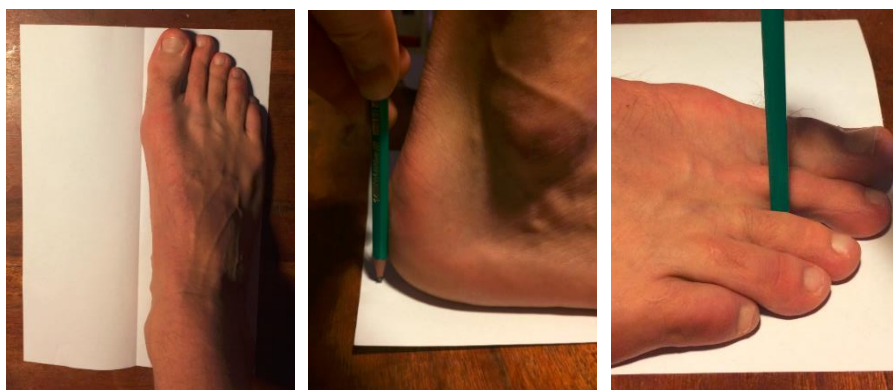
Antropometriske målinger

Under de antropometriske målinger var testpersonerne barfodede og iført et minimum af tøj. Benlængden blev målt som den lodrette afstand fra trochanter major til underlaget, under en anatomisk neutralstilling. Testpersonerne blev placeret ved siden af en højdemåler (Seca 240), hvor afstanden fra trochanter major til underlaget blev projekteret over på højdemåleren ved hjælp af et vaterpas. Herefter blev længden af underbenet målt, som den lodrette afstand mellem epicondylus lateralis femoris og underlaget. Den testansvarlige fandt epicondylus lateralis femoris ved at bøje og strække testpersonernes højre ben, mens de sad på et bord, med benene afslappede ud over bordkanten. Epicondylus lateralis femoris blev markeret med en sprittusch og projekteret over på højdemåleren, figur 4.



Figur 4: Projektion af Epicondylus lateralis femoris over på højdemåleren.

Længden af testpersonernes højre fod blev målt ved at placere foden på et stykke papir, der var foldet på midten på det lange led. Foden blev placeret parallelt med længdeaksen på papiret. Fodens længdeakse blev defineret som punktet mellem den lodrette projektion af det bagerste punkt på hælen og mellemrummet mellem anden og tredje tå. Forkanten af storetåen flugtede med papirets forkant, figur 5. Der blev, ud fra de to punkter, tegnet to linjer parallelt med papirets forkant, hvilket resulterede i fodens længde og den



Figur 5: Målinger af foden.

trunkerede fodlængde. Den trunkerede fodlængde defineres som fodens længde minus storetåens længde (Pohl et al. 2009). Testpersonerne udførte målingerne hjemme efter endt test.

Resultaterne fra de antropometriske målinger findes i bilag 4. Alle længder er målt med 0.001 meters nøjagtighed.

Placering af fodkontakter

Der blev monteret fire fodkontakter på undersiden af sålen fra testpersonernes højre løbesko, figur 6, da det blev antaget, at afviklingen af højre og venstre ben var identisk grundet benlængde-symmetri og for at simplificere testen. Der blev taget højde for om afsættet blev afviklet medialt eller lateralt, ved at placere to fodkontakter på forfoden.

De fire fodkontakter monteredes på følgende måde:

- 1) Hæl, under den mest dorsale del af hælbenet.
- 2) Midtfod, ved den laterale del af fodsålen under basis af femte metatarsalknogle.
- 3) Forfod, lateralt under hovedet af femte metatarsalknogle.
- 4) Forfod, medialt under hovedet af første metatarsalknogle.



Figur 6: Placering af fodkontakterne på undersiden af højre slå.

For at mindske irritationer fra fodkontakternes ledninger iførtes testpersonerne en netstrømpe (Dressinet, Medinet s.p.a. Milano, Italy) på låret, under knæet og ved anklen på højre ben, figur 7.



Figur 7: Placering af måleudstyr.

Indstilling af fodkontakterne

Følsomheden af fodkontakterne blev indstillet mens testpersonerne stod i en anatomisk neutralstilling. Testpersonerne løftede herefter højre fod for at tjekke, at fodkontakterne ikke var aktiveret, hvorefter vægten igen blev placeret ligeligt på foden, og følsomheden af fodkontakterne blev justeret. For at teste om følsomheden var for sensitiv, blev testpersonerne bedt om at løfte foden og lave en rotation med benet i det sagitale plan, samtidig med, at testpersonerne skulle vrikke med foden inde i skoene. Dette for at undersøge uhensigtsmæssige registreringer af fodkontakterne. Følsomheden blev efterfølgende indstillet endnu engang ved anatomisk neutralstilling. Fodkontakterne blev indstillet gentagende gange for at mindske risikoen for eventuelle fejlregistreringer. I tilfælde af, at en fodkontakt ikke blev registreret, kontrolleredes denne ved at afmontere sålen og trykke på kontakten. Hvis fodkontakten registreredes blev den placeret på oversiden af sålen for at skabe en bedre kontakt. Lykkedes dette ikke blev fodkontakten udskiftet.

Under samtlige test var det den samme testansvarlige, der placerede fodkontakterne, for at mindske fejl under påsætning.

Opvarmning

Forud for testene gennemgik testpersonerne en opvarmning, hvilken var inddelt i to.

Første del varede otte minutter og bestod af to minutter ved henholdsvis 5, 7 og 10 km/t., efterfulgt af ét minut ved 12 km/t. og ét minut ved 14 km/t.

En moderat ganghastighed ligger omkring 5.5 km/t. (Alexander 2002), hvilket dannede grundlag for starthastigheden på 5 km/t., mens sluthastigheden på 14 km/t. var udregnet som 80 % af rampetestens maksimale hastighed. Formålet med første del af opvarmningen var at etablere en tilvænning til løbebåndet, samt varme testpersonernes muskler og led op, ved at øge blodtilstrømningen til det aktive muskelvæv, så risikoen for skader mindskedes (McArdle et al. 2007). Under den første del af opvarmningen blev der foretaget en kontrolmåling af fodkontakterne på 15 sekunder. Målingen startede 30 sekunder inde i intervallet med hastigheden 10 km/t.

I den anden del af opvarmningen afprøvede testpersonerne hastighedsrampen, som senere indgik i den egentlige test. Denne del af opvarmningen havde til formål at skabe mental tryghed og vished om at kunne gennemføre testen. Testpersonerne blev forud informeret om varighed, samt start- og sluthastighed, men undervejs var displayet på løbebåndet tildækket.

Efter opvarmningen fik testpersonerne mulighed for at komme ned fra løbebåndet før påbegyndelsen af den første test.

Testpersonerne påførtes en sele under anvendelse af løbebåndet. Selen blev godkendt af de testansvarlige før påbegyndelse af opvarmning og test.

Udførelse af test

Forsøget bestod af tre test.

- En rampetest på 3.36 minutter.
- Fire minutter ved en konstant hastighed på 9.9 km/t.
- Fire minutter ved en konstant hastighed på 13.8 km/t.

Rækkefølgen for udførelsen af de tre test blev randomiseret for at undgå at begå systematiske fejl. Tre nummererede stykker papir afgjorde i hvilken rækkefølge testene skulle udføres, afhængigt af hvad den enkelte testperson trak (Bilag 5). De tre test var indkodet på løbebåndet (Woodway Pro XL) under hvert deres program. Under afviklingen var displayet tildækket, og derudover havde testpersonerne ikke kendskab til studiets egentlige hypoteser for at undgå, at de aktivt foretog sig noget under løbet, der kunne påvirke deres spontane løbestil. Ligeledes blev der ikke informeret om testenes detaljer for at mindske risikoen for, at testpersonens fodnedslagsmønster blev påvirket. Imellem udførelsen af de tre test, var der en pause på otte minutter med henblik på at resultaterne ikke blev påvirket af den foregående test. I en af pauserne udfyldte testpersonerne et spørgeskema.

Forud for nærværende studie blev der udført et pilotforsøg (Hansen et al. 2015), bestående af ni testpersoner, hvis udførelse danner grundlag for designet af nedenstående rampetest. Formålet i pilotforsøget var at undersøge fodnedslagsmønstret skridt for skridt, ved stigende hastighed på løbebånd. I forsøget blev der designet en hastighedsrampe med en starthastighed på 4 km/t. og en stigning på 0.5 km/t. hvert 15. sekund, op til en sluthastighed på 20 km/t. Metodisk blev der anvendt fire fodkontakter til at registrere testpersonernes fodnedslagsmønster. På baggrund heraf blev der designet en automatisk hastighedsrampe til indeværende studie. Rampen blev programmeret på løbebåndets 40 hastighedstrin startende med ét minut ved 6 km/t., hvorefter hastigheden steg over en periode på 2.36 minutter med 0.3 km/t. hvert fjerde sekund til en sluthastighed på 17.7 km/t. Pilotforsøget, hvor samtlige testpersoners transitionsfase lå over 6 km/t., ligger til grund for starthastigheden. Formålet med undersøgelsen er at teste motionsløbere inden for vante løbehastigheder, hvilket ligger til grund for sluthastigheden.

De konstante hastigheder, der blev anvendt ved to ud af de tre test, er udregnet ud fra rampetestens start- og sluthastighed. Den samlede tilvækst i hastighed under rampetesten deles i tre, da der ønskes to konstante hastigheder svarende til hastigheden en tredjedel og to tredjedele inde i rampetesten.

Test 3: $\left(\frac{17.7-6}{3}\right) km/t + 6km/t = 9.9 km/t$

Test 4: $17.7 km/t - \left(\frac{17.7-6}{3}\right) km/t = 13.8 km/t$

Disse test er lavet for at validere rampetesten. Dataindsamlingen for de to test med konstante hastigheder påbegyndtes efter 2.45 minutter og varede testen ud.

Umiddelbart før påbegyndelsen af hver test blev testpersonerne bedt om at rulle fra hæl mod forfod for at kontrollere fodkontakternes aktivitet.

Måleudstyr

Nedenstående beskrives måleudstyr og materialer anvendt i de tre test. Afsnittene vil være baseret på tilsvarende afsnit fra arbejdsbladene til Hansen et al. (2015).

Vægt og højdemåler

Testpersonerne fik målt deres vægt (Tanita BWB-800) før påbegyndelsen af de tre test. For at måle testpersonernes højde, benlængde og underbenslængde anvendtes en højdemåler (Seca 240), der var fastspændt på væggen.

Løbebånd

De tre test blev udført på et løbebånd (Woodway Pro XL), figur 8, hvor det var muligt at programmere 40 trin til hastighedsrampen, samt give testpersonerne et ensartet løbeunderlag. Løbebåndet var udstyret med fire nødstopknapper (Intramedic 2016).



Figur 8: Woodway Pro XL løbebånd.

Fodkontakter

I undersøgelsen blev der anvendt fire fodkontakter (174NS Force-sensing Resistors (FSR)) med 1.5 meter lange kabler, som blev tilsluttet en forbindelsesboks (Aalborg Universitet SMI FS001-01), figur 9. Boksen blev fastspændt testpersonerne i et bælte med et kabel til fodkontaktforstærkeren.

Fire BNC kabler var tilkoblet dataopsamlingssystemets interface, der registrerede signalerne fra fodkontakterne. Et analogt system, med fire røde ON/OFF LEDs på fodkontaktforstærkeren, registrerede signalerne, der herefter blev opsamlet i dataopsamlingssystemet. På indersålen af højre løbesko blev der anvendt tape (Micropore 1530-1) til fastgørelse af fodkontakterne og ledningerne for, at disse ikke var til gene under testen.



Figur 9: Forbindelsesboks og fodkontakt.

Dataopsamlingssystem

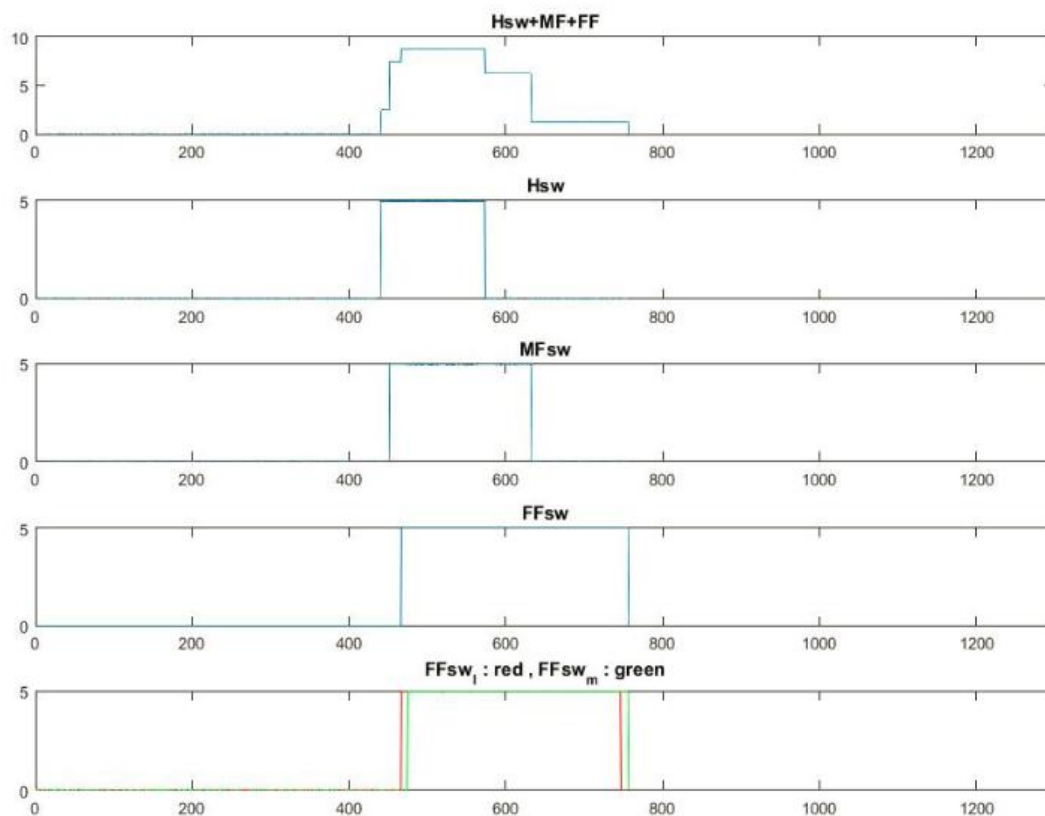
Et PC-baseret dataopsamlingssystem blev anvendt til indsamling af data. Systemet bestod af et PC-monteret dataopsamlingskort + BNC interface (National Instruments, PCI-6229 og BNC-2090), samt Mr. Kick software skrevet i Labview (Knud Larsen, HST, AAU, National Instruments).

Mr. Kick

I nærværende studie anvendtes et videnskabeligt dataopsamlingsprogram, Mr. Kick, til registrering af signalerne fra fodkontakterne. Programmet er udviklet ved Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Aalborg University, skrevet af Knud Larsen i LabView (Person 2005).

Dataanalyse

MATLAB er et høj-level dataanalyseprogram, til blandt andet programmering og udvikling af algoritmer, som anvendes til visualisering og analyse af data i dette studie. Hver skridtcyklus fremhæves for sig, af en algoritme lavet til formålet, med udgangspunkt i OFF-tidspunktet for det summerede forfodssignal. Det blev antaget, at alle skridt afvikledes over forfoden, uanset fodnedslagsmønster. Figur 10 viser en grafisk repræsentation af en skridtcyklus fra MATLAB.



Figur 10: Grafisk repræsentation af en skridtcyklus fra MATLAB. Den først graf, $Hsw+MF+FF$, viser et vægtet sumsignal for de tre fodkontaktsignaler over tid. Hsw er hælkontakts aktivering, hvilken starter i punktet lige før grafens lodrette stigning, og slutter i punktet lige før kurven aftager lodret. $MFsw$ viser midtfodkontakts aktivering, som aflæses på samme måde som Hsw . $FFsw$ er det summerede forfodssignal. $FFsw_l$: red er aktiveringen af forfodskontakten lateralt og $FFsw_m$: green forfodskontakten medialt.

Algoritmen sorterede dataene, så hver skridtcyklus indeholdt én registrering for hver fodkontakt, medmindre fodkontakten ikke havde været registreret. Den anvendte algoritme var næsten 100 % effektiv (0.09 % fejlvurderede skridt, som efterfølgende blev korrigeret manuelt). På baggrund af analysen er fodnedslagsmønstret for 16 testpersoner klassificeret. Resultatet heraf kan ses på raster plottene i bilag 6.

Statistik

Resultaterne behandles statistisk med χ^2 -uafhængighedstest på et 5 % signifikansniveau. Der testes for uafhængighed mellem testpersonernes afsluttende fodnedslagsmønster i rampetesten, antal skift mellem fodnedslagsmønstre for den enkelte testperson og testpersonernes fodnedslagsmønstre i forhold til den første kontakt med underlaget gennem hele testen, op imod antropometriske parametre. Desuden testes der for uafhængighed mellem de to yderpunkter inden for klassificeringerne, *hæl* og *forfod*, og antropometri.

Tabel 2 og 3 viser eksempler på kontingenstabeller som χ^2 -testene er lavet på.

Tabel 2: Kontingenstabel over første kontaktpunkt over for benlængden.

	Type 1-3	Type 4-8
Over median	4	4
Under median	8	0

Tabel 3: Kontingenstabel over afsluttende fodnedslagsmønster over for rationen mellem benlængde og højde.

	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	4	1	0	1	2
Under median	1	0	6	0	1

For de antropometriske parametre gør det sig gældende at testpersonerne er inddelt ud fra medianen. Øvrige kontingenstabeller ses i bilag 7.

Metodekritik

I det kommende afsnit forholder vi os kritisk til de anvendte metoder, samt det anvendte måleudstyr.

Fodkontakter

I nærværende studie blev 20 testpersoner testet, men databehandlingen fra rampetesten medtog kun data fra 16 testpersoner grundet defekte fodkontakter. Dataene fra TP 17, TP 18, TP 19 og TP 20 blev dermed ikke anvendt. De defekte fodkontakter medførte støj i signalerne, hvilket kunne skyldes, at fodkontakterne mistede følsomheden over tid, og signalerne dermed ikke blev korrekt registeret. I testperioden blev fodkontakterne udskiftet, hvis der opstod problemer med registreringen under indstillingen af følsomheden. For at tage højde for slid på fodkontakterne kunne de udskiftes flere gange i løbet af testperioden.

Opvarmning

Testpersonerne havde, før den egentlige test, et forudgående kendskab til hastighedsrampen, da den var en del af opvarmningen. Dette kan have medført, at testpersonerne tilpassede fodnedslagsmønstret ud fra kendskabet om, at rampen var dynamisk. Det antages dog alligevel som fornuftigt, at rampen var en del af opvarmningen, da testpersonerne derved fik afmystificeret testen.

Løbebånd

Enkelte testpersoner oplevede gener fra snoren, der forbandt selen med ophænget i loftet. Under testene svingede snoren frem og tilbage, hvilket gjorde, at testpersonerne fik den i baghovedet. Testpersonerne korrigerede selv for dette ved enten at løbe mere foroverbøjet eller længere fremme på løbebåndet. Der blev forsøgt taget højde herfor ved at justere længden af snoren efter opvarmningen, det var dog ikke ved alle testpersoner, dette lykkedes optimalt. Gener fra snoren kan have resulteret i uregelmæssigheder i fodnedslagsmønstret hos testpersonerne.

I de første test opstod der en metallisk lyd, hvis testpersonerne var for langt fremme på løbebåndet, idet selens ophæng var monteret på en skinne i loftet. Stødte ophænget på enden af skinnen fremprovokerede det en metallisk lyd. Denne lyd kan have været til gene for testpersonerne og dermed have haft indflydelse på deres fokus under testen. Lyden indikerede, at testpersonerne løb for langt fremme på løbebåndet og dermed blev tvunget til at løbe længere tilbage, hvilket kan være skyld i uregelmæssigheder i fodnedslagsmønstret. I de efterfølgende test blev der taget højde for dette ved at placere en flamingoklods mellem seleophænget og enden af skinnen. Det antages, at lyden har haft størst indvirkning ved test med konstante hastigheder, da testpersonerne her skulle holde fokus i fire minutter.

Trods udfordringer med løbebåndet, vurderes det, at fordelene ved anvendelse af løbebånd, frem for test udendørs, opvejer kritikpunkterne. Underlaget underdørs er ujævnt og derved vil der i højere grad blive korigeret i løbemønsteret.

Perspektivering

Nedenstående afsnit omhandler punkter til et eventuelt videre arbejde.

Indeværende studie har klassificeret motionsløberes fodnedslagsmønstre og undersøgt antropometriske parametres indflydelse herpå, ved en stigende hastighedsrampe på løbebånd. For at undersøge fodnedslagsmønstret nærmere, vil det være interessant at lave rampetesten både med stigende og faldende hastigheder. Dette vil muligvis give et mere virkelighedsnært billede af fodnedslagsmønstret. Derudover kan det være interessant at lave en test, hvor hastigheden konstant varierer, da en løbetur udendørs typisk ikke foregår ved en jævn hastighed. Ved løb udendørs kan terrænets elevation ligeledes være varierende, hvilket også kan simuleres på et løbebånd.

Det vil derudover være interessant at lave tilsvarende test udendørs, da Nigg et al. (1995) påpeger, at nedslaget på et løbebånd vil være mere fladt på foden, sammenlignet med at løbe i naturen. Derved vil det være muligt at undersøge om resultaterne vil være overensstemmende med resultaterne fra løbebåndet. Testpersonerne kan løbe ved både stigende og faldende hastigheder, samt løbe op og ned ad bakker, hvilket vil give et mere varierende billede af fodnedslagsmønstret.

For at skabe et bredere billede af fodnedslagsmønstret og påvirkningerne fra de antropometriske parametre, kunne det være en fordel at teste kvinder. Kvinders bækken er typisk bredere, mere spinkelt og bækkenhældningen er ofte større end hos mænd. Lårbensknoglen er ligeledes mere skråtstillet hos kvinder, og knoglerne er typisk kortere (Bojsen-Møller et al. 2014). De antropometriske forskelle bevirker, at resultaterne fra indeværende studie ikke kan antages at være overensstemmende med eventuelle resultater for kvindelige motionsløbere.

En anden interessant vinkel at tage i betragtning er at foretage et tilsvarende studie af nybegyndere. Argumentet herfor er, at Bertelsen et al. (2013) indikerer, at fodnedslagsmønstret er afhængigt af løberens erfaring, samt at fodnedslagsmønstret hos nybegyndere afviger fra fodnedslagsmønstret hos erfarne løbere.

Litteraturliste

- Alexander, R.M.** (2002). *Energetics and Optimization of Human Walking and Running: The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture*. American Journal of human biology 14:641±648.
- Altman, A. & Davis, I.S.** (2012). *Barefoot Running: Biomechanics and Implications for Running Injuries*. Current Sports Medicine Reports, 11, 244-250.
- Altman, A. & Davis, I.S.** (2009). *Is midfoot striking during running advantageous over rearfoot or forefoot striking?*
- Bertelsen, M.L., Jensen, J.F., Nielsen, M.H., Nielsen, R.O. & Rasmussen, S.** (2013). *Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe*. Gait & Posture 38, 354-356.
- Bojsen-Møller, F., Trandum-Jensen, J. & Simonsen, E. B.** (2014). *Bevægeapparatets anatomi*. Munksgaard Danmark, 13. udgave, 1. oplag.
- Cooper, D.M., Leissring, S.K. & Kernozek, T.W.** (2015). *Plantar loading and foot-strike pattern changes with speed during barefoot running in those with a natural rearfoot strike pattern while shod*. The Foot 25 (2015) 89–96.
- Copenhagen Half Marathon** (2016). Available from:
<<http://live.ultimate.dk/desktop/front/index.php?eventid=2612>> [2.januar 2016].
- Damsted, C., Larsen, L. H. & Nielsen, R.O.** (2015). *Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners*. Gait & Posture 42 (2015) 32–35.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A. & Lieberman, D.E.** (2012). *Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study*. Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 44, No. 7, pp. 1325–1334.
- Forsberg, P.** (2012). *Motionsløbere I Danmark – Portræt af danske motionsløbere*. Idrættens Analyseinstitut, 1.udgave.
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.B. & Samozino, P.** (2014). *A simple field method to identify foot strike pattern during running*. Journal of Biomechanics, 47, 1588-1593.
- Halvmarathon** (2016). Powerade Copenhagen Half Marathon. Available from:
halvmarathon.com/powerade-copenhagen-half-marathon/ [2.januar 2016].
- Hamill, J., Russell, E.M., Gruber, A.H. & Miller, R.** (2011). *Impact characteristics in shod and barefoot running*. Vol. 3, No. 1, March 2011, 33–40.
- Hansen, M.T., Lindner, C. & Manstrup, M.S.** (2015). *Classification of foot strike pattern with increasing running speed*.

- Hasegawa, H., Yamauchi, Y. & Kraemer, W.J.** (2007). *Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2007, 21(3), 888–893.
- Hayes, P. & Caplan, N.** (2012). *Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races*. Journal of Sports Sciences, 30, 1275–1283.
- Intramedic – Pro** (2016). Available: < <http://www.intramedic.dk/produkter/lobeband/woodway-exercise-lobeband/pro/> [2. januar 2016].
- Kerksick, C.M., Roberts M.C., Dalbo, V.J. & Sunderland, K.L.** (2015). *Intramuscular phosphagen status and the relationship to muscle performance across the age spectrum*. Eur J Appl Physiol DOI 10.1007/s00421-015-3246-1.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J, Lyons, D., McIntyre, K. & Normile, A.** (2011). *Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race*. Journal of Sports Sciences, 29:15, 1665-1673, DOI: 10.1080/02640414.2011.610347.
- Lessel, S.** (2015). *SHFT – et indblik i fremtidens mest avancerede personlige løbetræner*. Løbemagasinet nr. 74 september 2015.
- Lieberman, D.E.** (2012). *What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective*. Exercise and Sports Science Reviews, 40, 63-72.
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., Andrea, S.D., Davis, I.S., Mang'Eni, R.O. & Pitsiladis, Y.** (2010). *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*. Nature, 463, 531-535.
- McArdle, W., Katch, F.I., & Katch, V.L.** (2007). *Exercise Physiology Energy, Nutrition & Human Performance*, Lippincott Williams & Wilkins, 6. edition.
- Müller, H. & Ritzdorf, W.** (2009). *Run! Jump! Throw!* IAAF Coaches Education and Certification System.
- Nielsen, R.O., Buist, I., Parner, E.T., Nohr, E.A., Sørensen, H., Lind, M. & Rasmussen, S.** (2013). *Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study*. Journal of Sports Medicine, 48, 440-447.
- Nigg, B. M., De Boer R.W. & Fisher V.** (1995). *A Kinematic Comparison of overground and treadmill running*. Med Sci Sports Exerc. Jan; 27 (1): 98-105.
- Novacheck, T.** (1998). *The biomechanics of running*. Elsevier Science B.V., 7, 77-95.
- Person** (2005). *Mr.Kick Introduction*. Available: <<http://person.hst.aau.dk/knl/mk/introspec.htm>> [2. januar 2016].

Pohl, M.B., Hamill, J. & Davis, I.S. (2009). *Biomechanical and Anatomic Factors Associated with a History of Plantar Fasciitis in Female Runners*. Clin J Sport Med 2009;19:372–376.

Runscribe (2016). Available: < <http://www.runscribe.com> > [2. januar 2016].

Schwameder, H., Wunsch, T., Scatz, T. & Kröll, J. (2014). *Effect of running speed on the foot-ground angle in heel strikers*. International Calgary Running Symposium abstract book, University of Calgary, 128-129.

Sensoriafitness (2016). *Sensoria fitness socks bundle* Available: < <http://store.sensoriafitness.com/sensoria-fitness-smart-socks> > [2. januar 2016].

Sundsport (2016). Available: < <http://sundsport.dk/loeb/loebestil-teori.aspx> > [3. januar 2016].

Warne, J.P. & Warrington, G.D. (2014). *Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running*. Scandinavian journal of medicine and science in sports, 24, 563-568.

Bilagsoversigt

Bilag 1 – Spørgeskema	26
Bilag 2 – Mail til testpersonerne.....	27
Bilag 3 – Samtykkeerklæring.....	28
Bilag 4 – Antropometri	29
Bilag 5 – Randomisering af test	30
Bilag 6 – Rasterplots	31
Bilag 7 – Kontingenstabeller	47

Bilag 1 – Spørgeskema

Spørgeskema

Navn: _____

Alder: _____

Hvilket mærke og model er din løbesko? _____

Har du fået foretaget en løbestilsanalyse? (Sæt x i firkantede rubrikker) Ja ☐ Nej ☐

Hvis ja, hvilken løbestil blev du karakteriseret til at anvende?

Hæl ☐

Midtfod ☐

Forfod ☐

Kender du din løbestil?

Supination ☐

Neutral ☐

Pronation ☐

Løbeerfaring (antal år): _____

Løbemængde om ugen (antal dage og km): _____

Har du været fysisk aktiv inden for de sidste 48 timer?

Ja ☐

Nej ☐

Hvis ja: hvilken aktivitet? _____



Bilag 2 – Mail til testpersonerne

03-10-2015

Hej

Vi er tre specialestuderende på Sports Science, Aalborg Universitet, der søger mandlige motionsløbere i aldersgruppen 20-35 år.

Testen

Testen vil omhandle løbeteknik og afvikles på én dag, i et tidsrum på maksimalt én time. Testen består af gang/løb på et løbebånd i ca. 8 min + opvarmning i 10 min. Hastigheden vil være stigende i løbet af testperioden og afsluttes på maksimalt 20 km/t. Under testen vil der løbende være mulighed for at stoppe uden efterfølgende konsekvenser. Testen skal foregå i egne og tilvante løbesko. Du bedes derfor medbringe disse til testen.

Testen vil ikke involvere smerte eller økonomiske incitamenter, men kan være anstrengende, da løbehastigheden er stigende igennem testen.

I dagene efter testen kan der forekomme muskelømhed på grund af løb.

Løbetesten vil foregå på Niels Jernes Vej 14, lokale 3-117.

Følgende dage er der mulighed for at deltage:

Uge 41, torsdag d. 8/10.

Uge 42, mandag d. 12/10, tirsdag d. 13/10.

Uge 44, torsdag d. 29/10.

Tidspunkter og booking for de pågældende dage fremgår i nedenstående link. Sæt gerne flere krydser.

<http://doodle.com/poll/crw4bx7ddc2ksiu>

For at kunne deltage i undersøgelsen skal du:

- Være mand mellem 20 og 35 år.
- Have erfaring med motionsløb i en længere periode (Ca. 10-30 km i snit om ugen i løbet af de seneste et til to år)
- Have været skadesfri de sidste to måneder, i forhold til knæ, hofte og fodled.
- Ikke aktivt har ændret løbestil inden for de sidste 12 måneder.

Ved testens afslutning er der mulighed for bad.

Personlige resultater og undersøgelsens samlede resultat kan oplyses når specialet foreligger.

Har du interesse i at deltage, men testtidspunkterne ikke passer, kontakt nedenstående mail.

Ved ønske om deltagelse eller yderligere spørgsmål kontakt clindn09@student.aau.dk.

Med venlig hilsen

Cilie Lindner, Maria Tranholm og Martin Manstrup

Sports Science, AAU

Bilag 3 – Samtykkeerklæring

Samtykkeerklæring

Hvis du er interesseret i at deltage i studiet, vil vi bede dig underskrive nedenfor.

Jeg bekræfter herved at have modtaget information om studiet såvel mundtligt som skriftligt, og jeg indvilliger i at deltage i det beskrevne studie.

Jeg er blevet informeret om, at deltagelse er frivilligt, samt at jeg når som helst kan trække mit tilsagn om deltagelse tilbage uden forklaring.

Dato: _____ - 2015

Navn: _____

Underskrift: _____

Bekræftelse fra projektansvarlig om, at der er givet tilstrækkelig mundtlig og skriftlig information til deltageren, og at deltageren har afgivet tilsagn om deltagelse.

Dato: _____ - 2015

Navn: _____

Underskrift: _____

Bilag 4 – Antropometri

Højde		Benlængde (m)		Underbens længde (m)		Trunkeret fodlængde (m)		Fodlængde (m)		Ratio: benlængde og højde		Ratio: underbens- og benlængde	
TP 9	1.93	TP 9	1.06	TP 12	0.61	TP 9	0.24	TP 9	0.29	TP 12	0.56	TP 12	0.58
TP 16	1.90	TP 12	1.06	TP 16	0.57	TP 16	0.24	TP 16	0.27	TP 9	0.55	TP 11	0.57
TP 12	1.90	TP 16	1.02	TP 7	0.56	TP 6	0.24	TP 3	0.28	TP 8	0.54	TP 7	0.57
TP 6	1.88	TP 5	1.00	TP 9	0.56	TP 2	0.23	TP 5	0.28	TP 15	0.54	TP 10	0.56
TP 5	1.87	TP 6	1.00	TP 5	0.55	TP 5	0.23	TP 6	0.28	TP 10	0.54	TP 1	0.56
TP 7	1.85	TP 7	0.99	TP 6	0.55	TP 3	0.23	TP 8	0.28	TP 16	0.54	TP 2	0.56
TP 1	1.83	TP 8	0.98	TP 8	0.55	TP 8	0.23	TP 2	0.27	TP 4	0.54	TP 8	0.56
TP 10	1.82	TP 10	0.98	TP 10	0.55	TP 10	0.23	TP 7	0.27	TP 13	0.54	TP 16	0.56
TP 8	1.81	TP 3	0.97	TP 2	0.53	TP 15	0.23	TP 12	0.27	TP 3	0.54	TP 14	0.55
TP 14	1.81	TP 13	0.97	TP 13	0.53	TP 14	0.23	TP 14	0.27	TP 7	0.54	TP 6	0.55
TP 3	1.81	TP 15	0.97	TP 14	0.53	TP 4	0.22	TP 15	0.27	TP 5	0.53	TP 5	0.55
TP 13	1.81	TP 14	0.96	TP 15	0.53	TP 7	0.22	TP 10	0.26	TP 14	0.53	TP 13	0.55
TP 2	1.79	TP 4	0.95	TP 1	0.53	TP 12	0.22	TP 13	0.26	TP 6	0.53	TP 15	0.55
TP 15	1.79	TP 1	0.95	TP 3	0.52	TP 1	0.22	TP 1	0.26	TP 11	0.53	TP 4	0.54
TP 4	1.77	TP 2	0.95	TP 11	0.52	TP 13	0.22	TP 4	0.26	TP 2	0.53	TP 3	0.54
TP 11	1.71	TP 11	0.91	TP 4	0.51	TP 11	0.21	TP 11	0.25	TP 1	0.52	TP 9	0.53

Tabel 1: Testpersonernes højde, ben- og underbenslængde samt den trunkerede fodlængde og ratioer ordnet efter størrelse. Den røde streg illustrerer medianen.

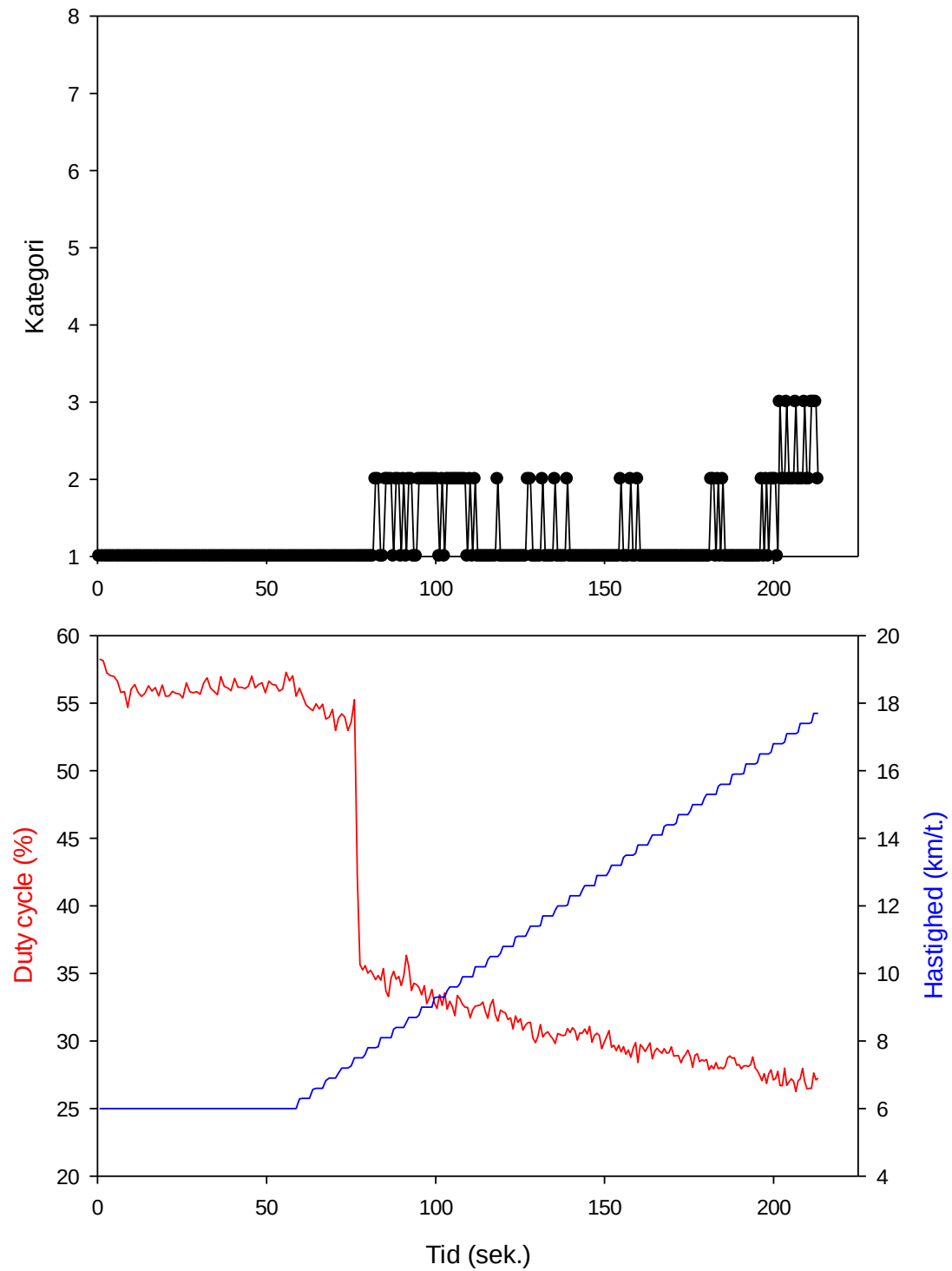
Bilag 5 – Randomisering af test

Rampetesten = 1, test ved 9.9 km/t. = 3, test ved 13.8 km/t. = 4.

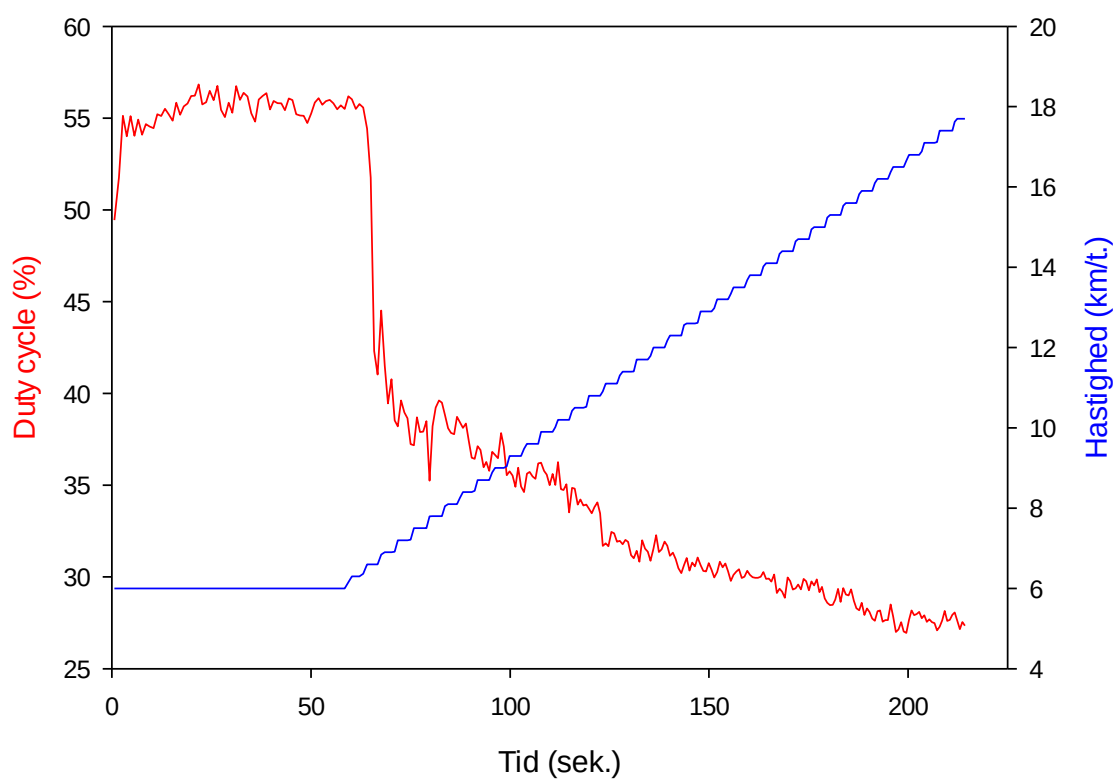
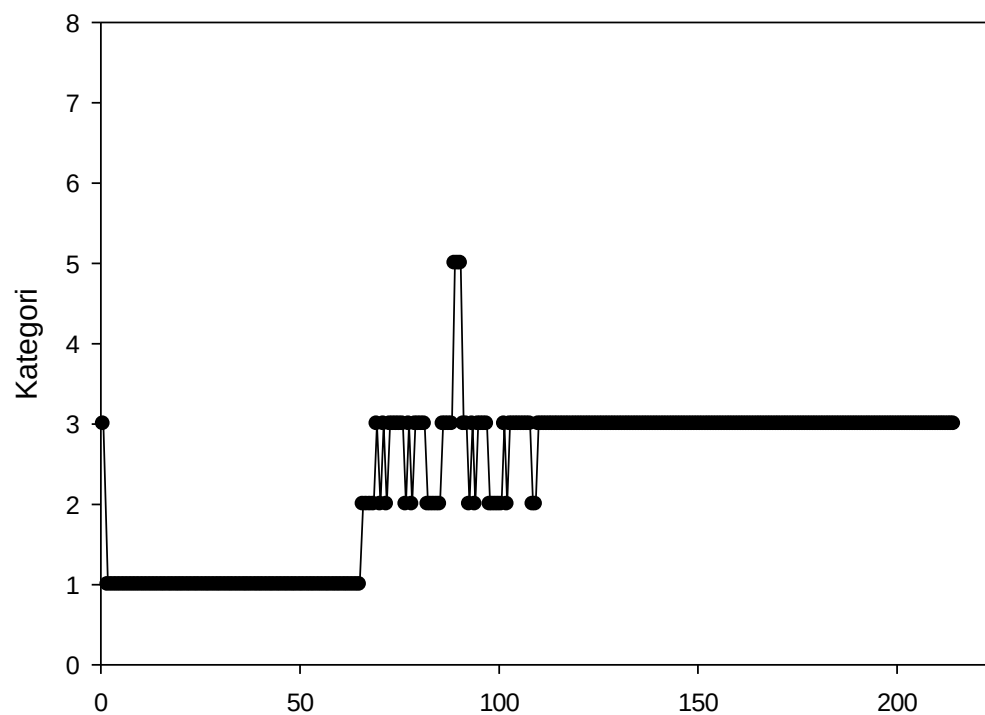
	Test 1	Test 2	Test 3
TP 1	1	3	4
TP 2	1	3	4
TP 3	3	1	4
TP 4	1	4	3
TP 5	1	3	4
TP 6	4	3	1
TP 7	4	3	1
TP 8	4	3	1
TP 9	4	3	1
TP 10	1	3	4
TP 11	3	4	1
TP 12	1	3	4
TP 13	4	3	1
TP 14	1	4	3
TP 15	3	1	4
TP 16	3	4	1
TP 17	3	4	1
TP 18	4	3	1
TP 19	3	1	4
TP 20	3	4	1

Bilag 6 – Rasterplots

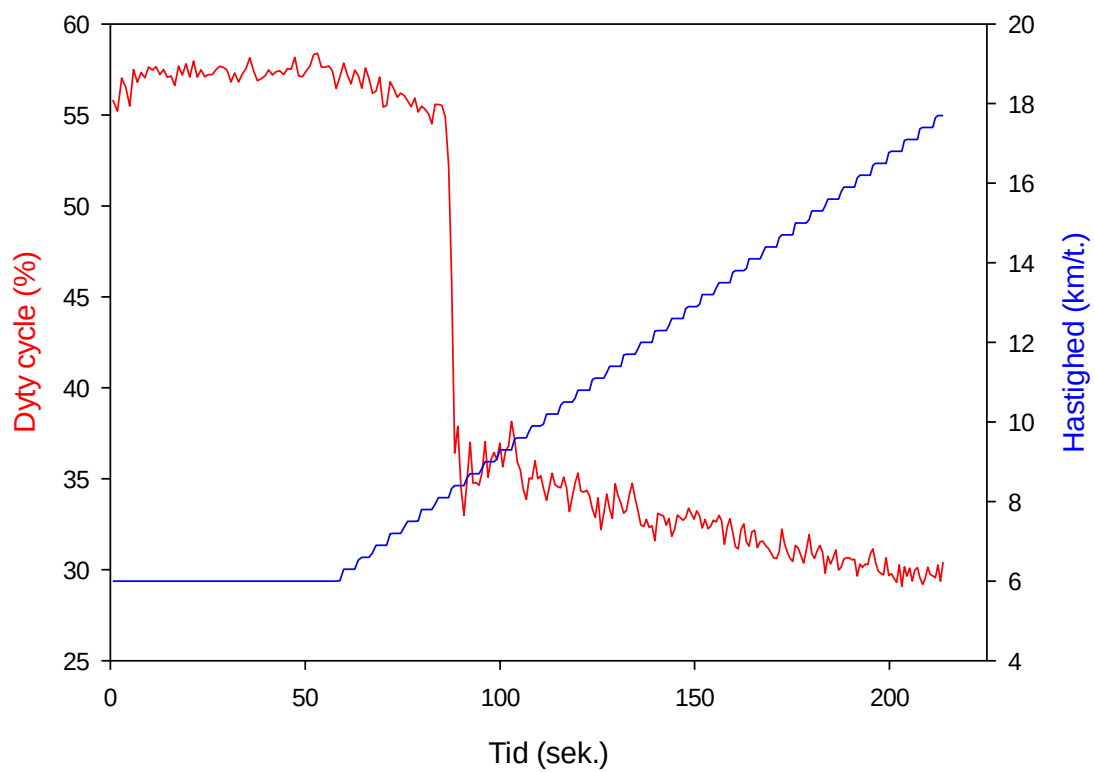
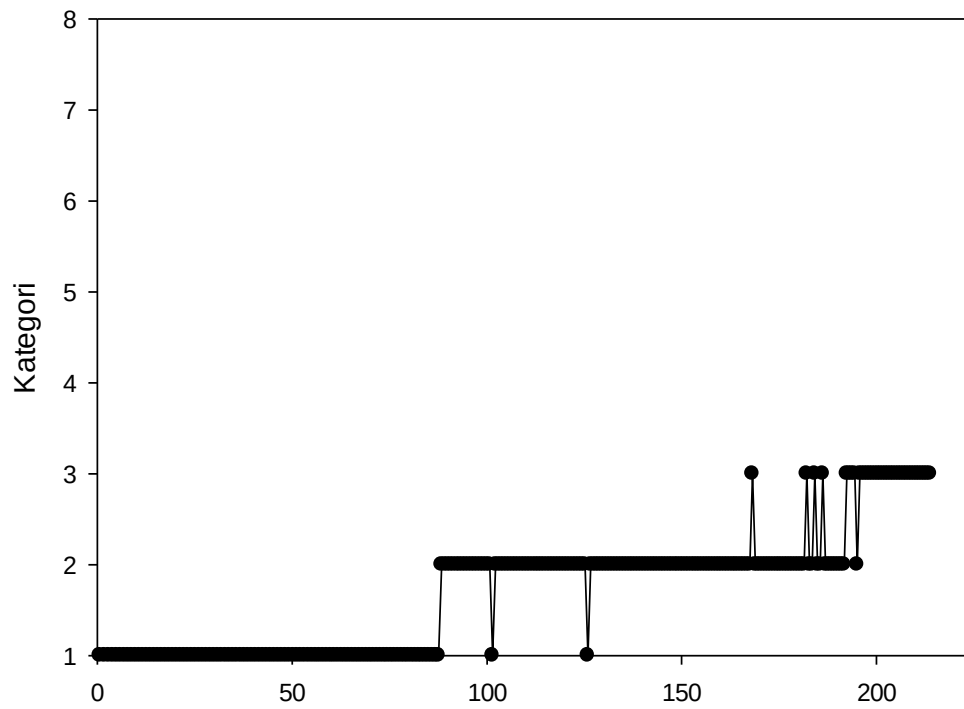
Bilag 6.1 - TP 1



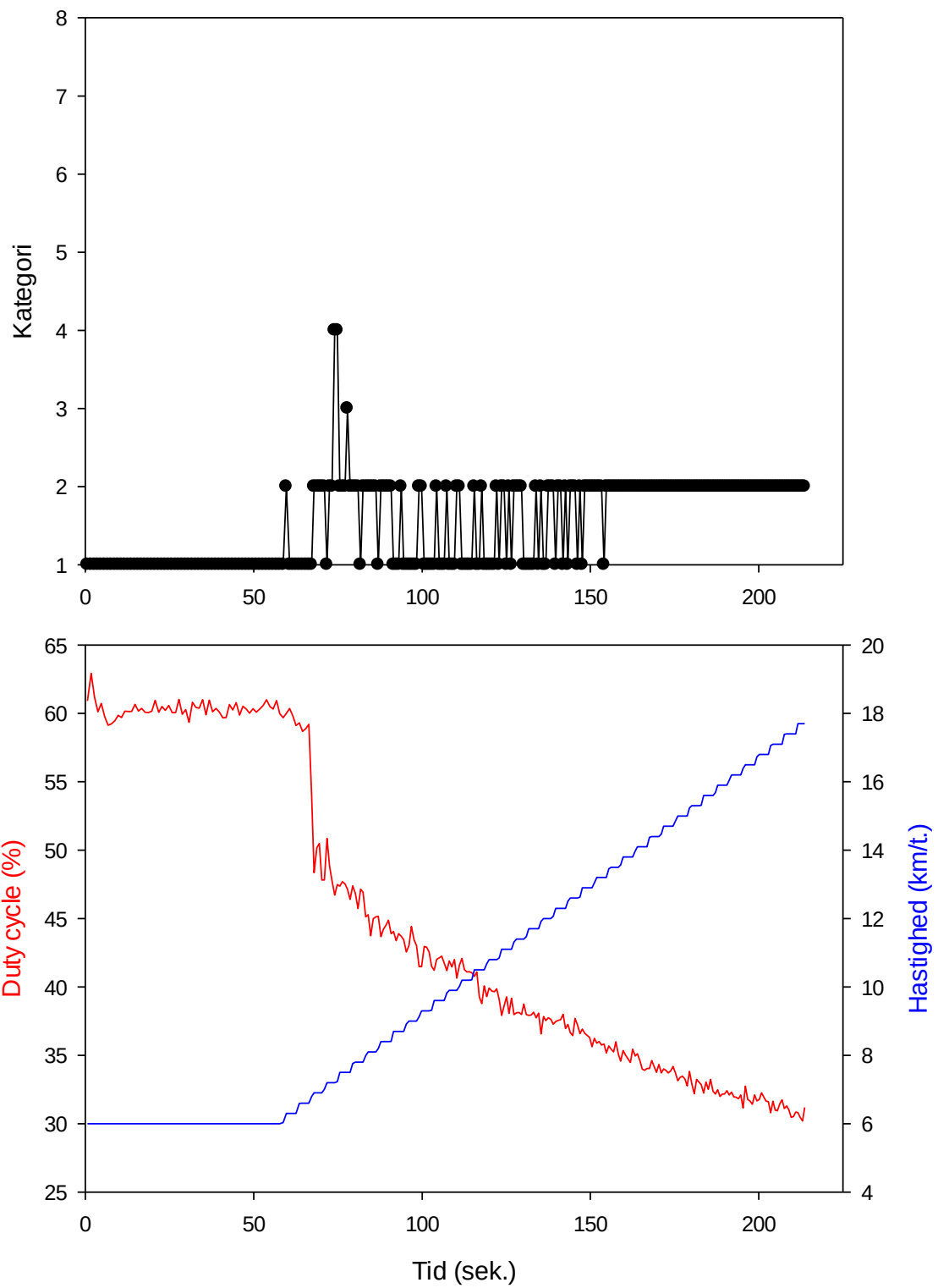
Bilag 6.2 - TP 2



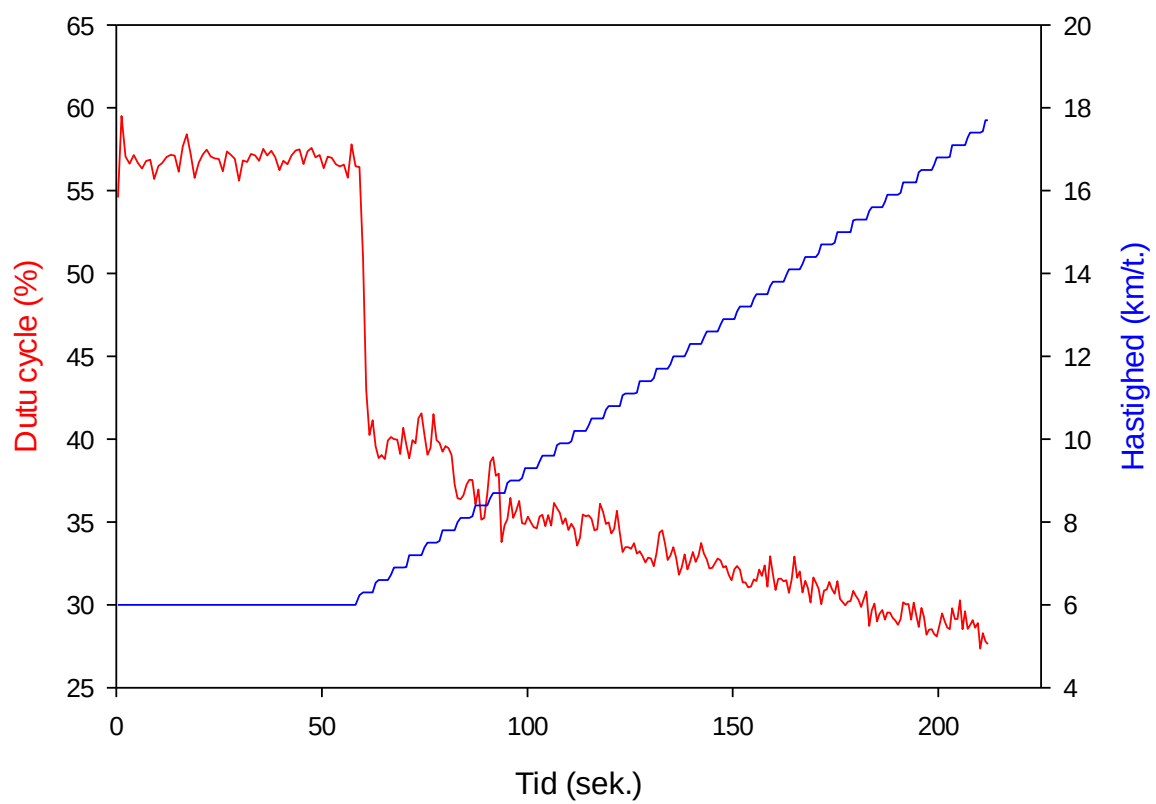
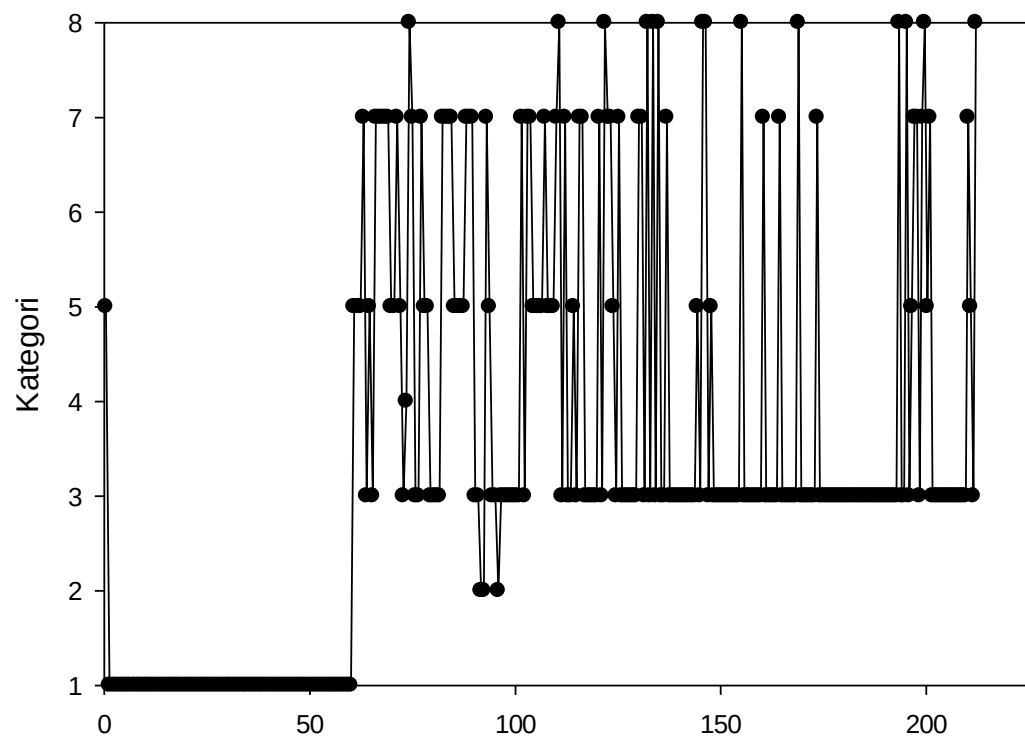
Bilag 6.3 - TP 3



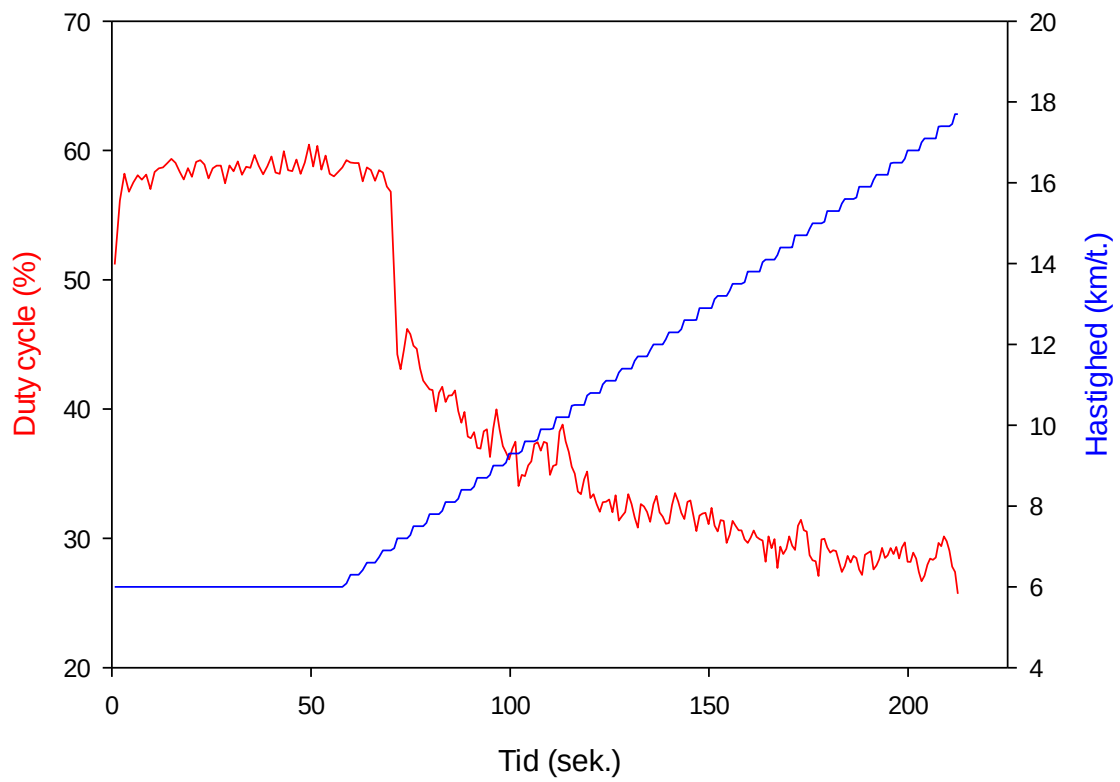
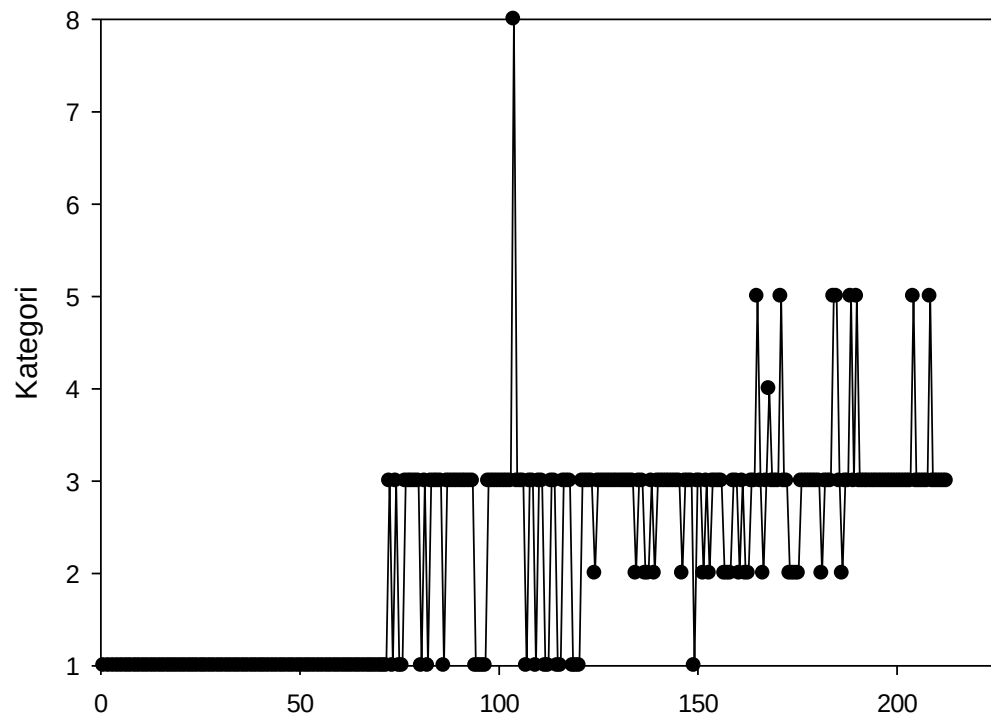
Bilag 6.4 - TP 4



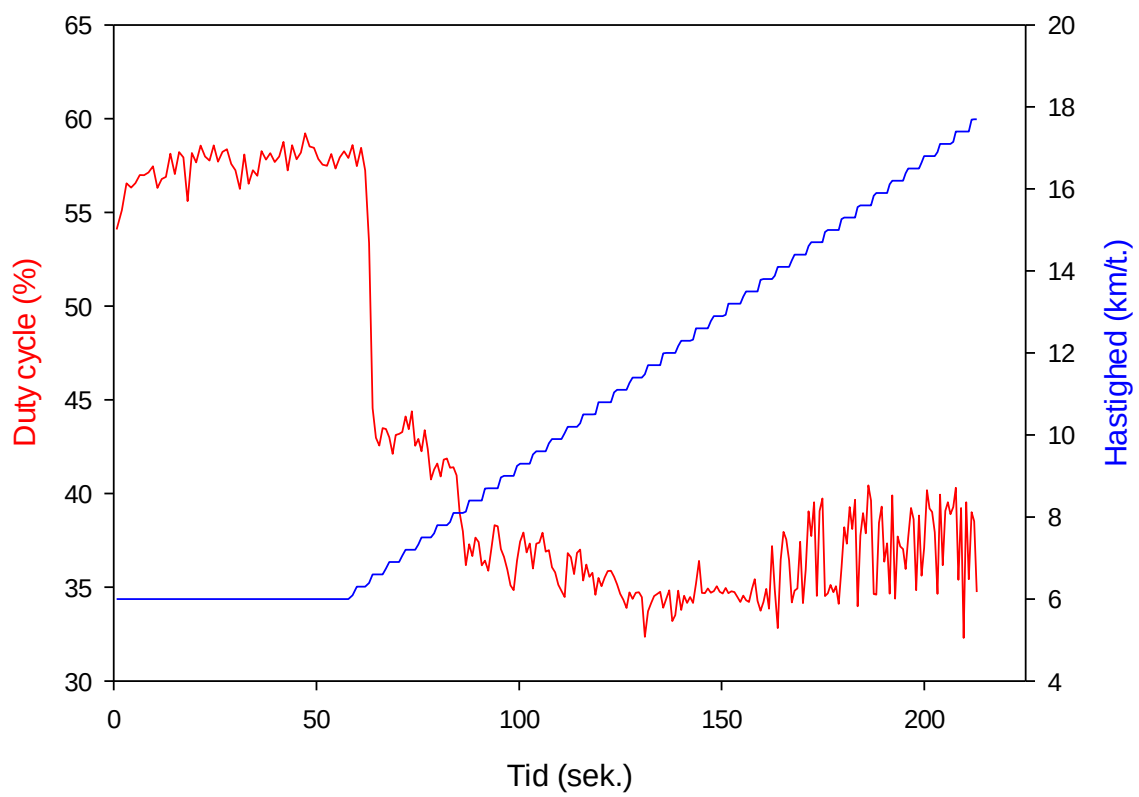
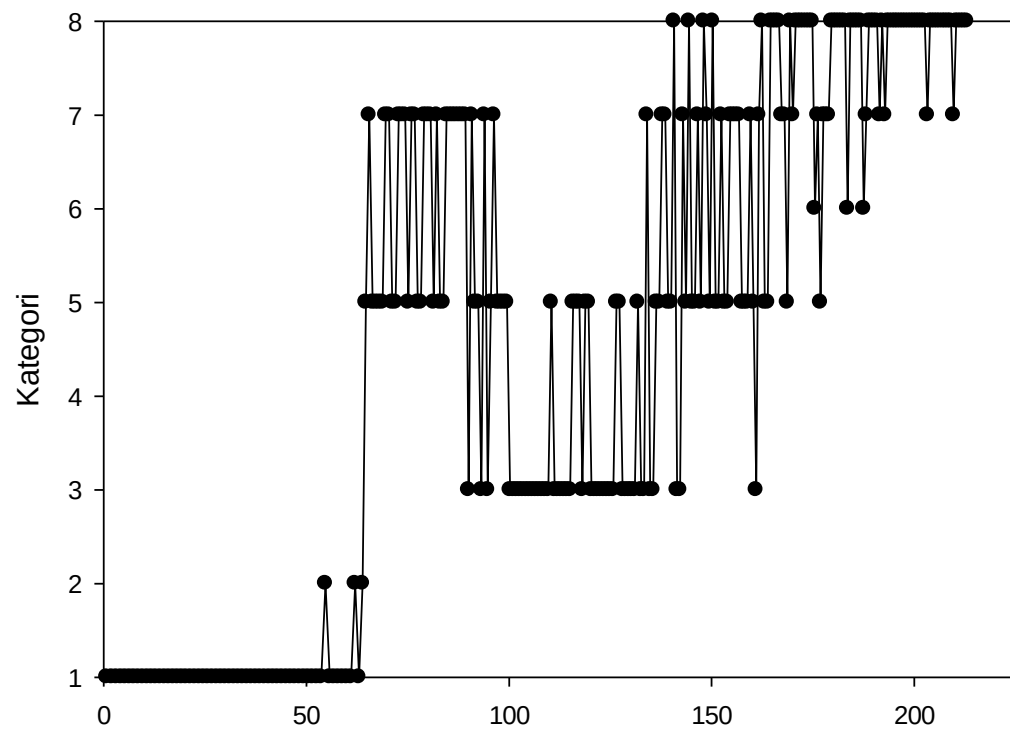
Bilag 6.5 - TP 5



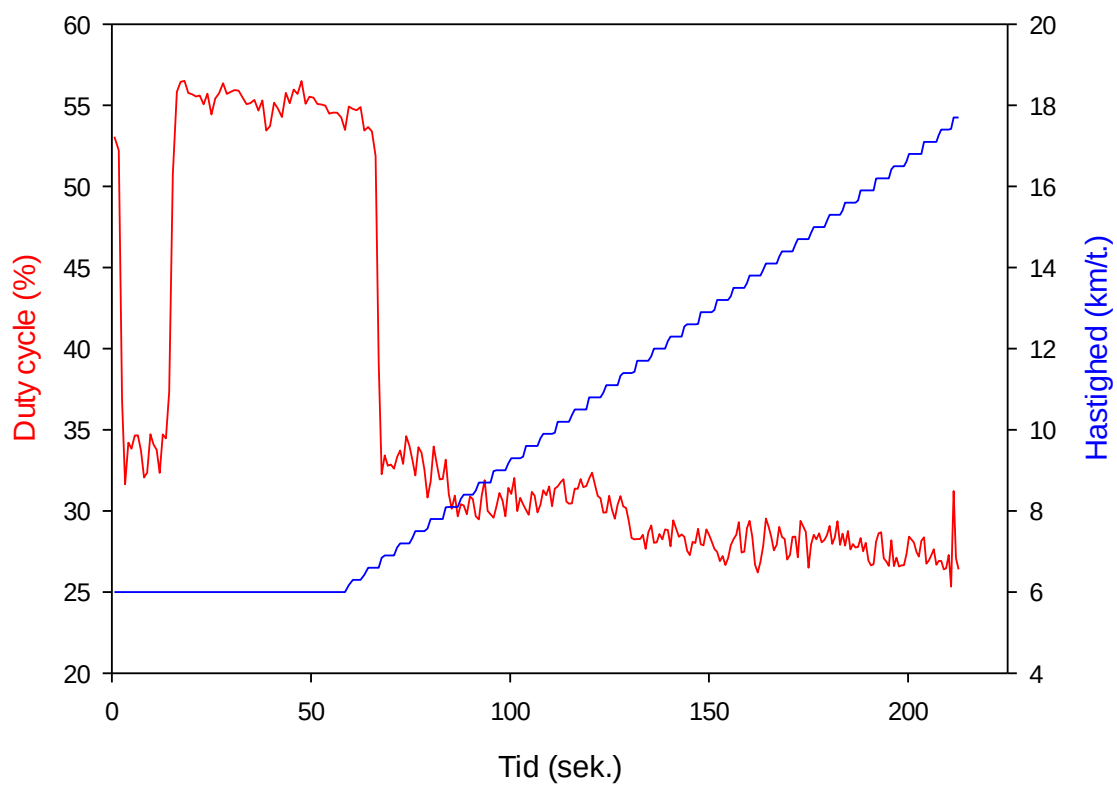
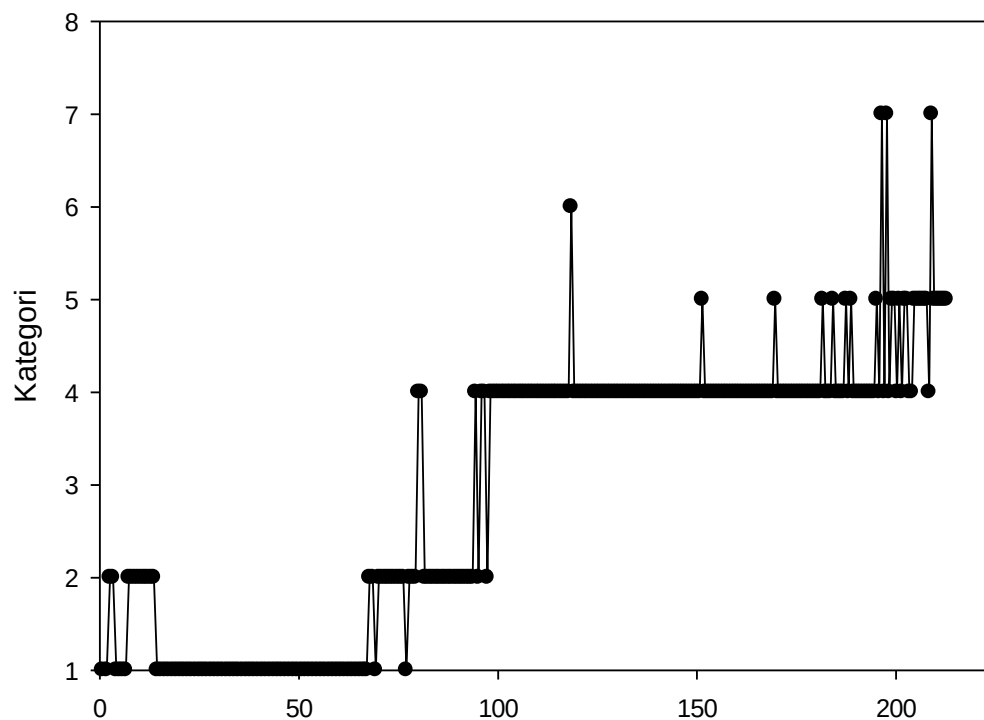
Bilag 6.6 - TP 6



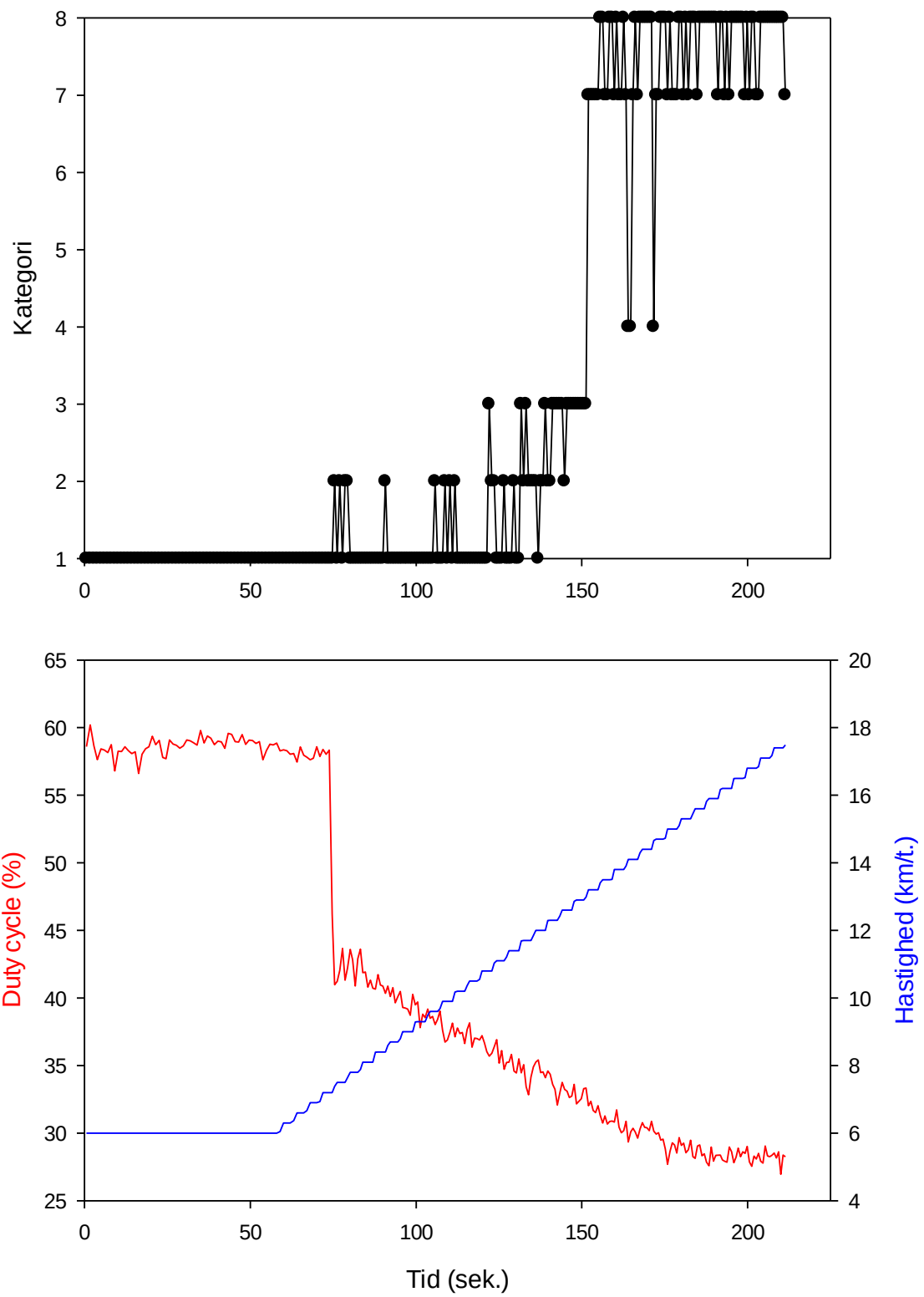
Bilag 6.7 - TP 7



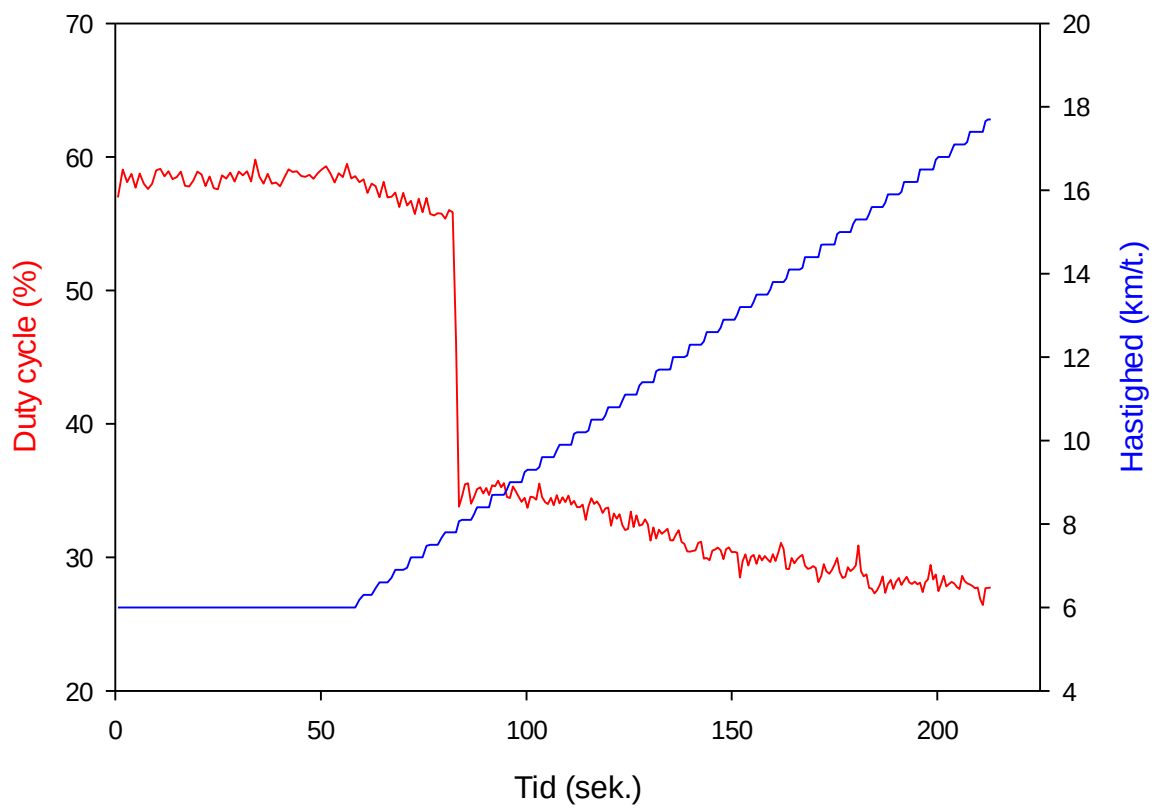
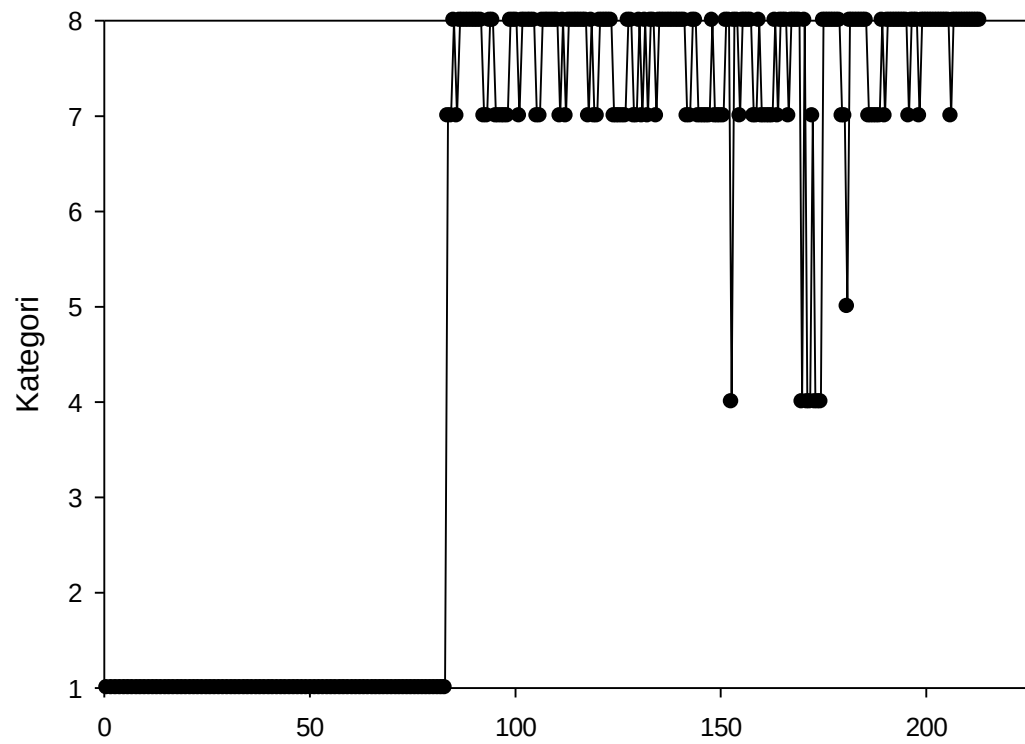
Bilag 6.8 - TP 8



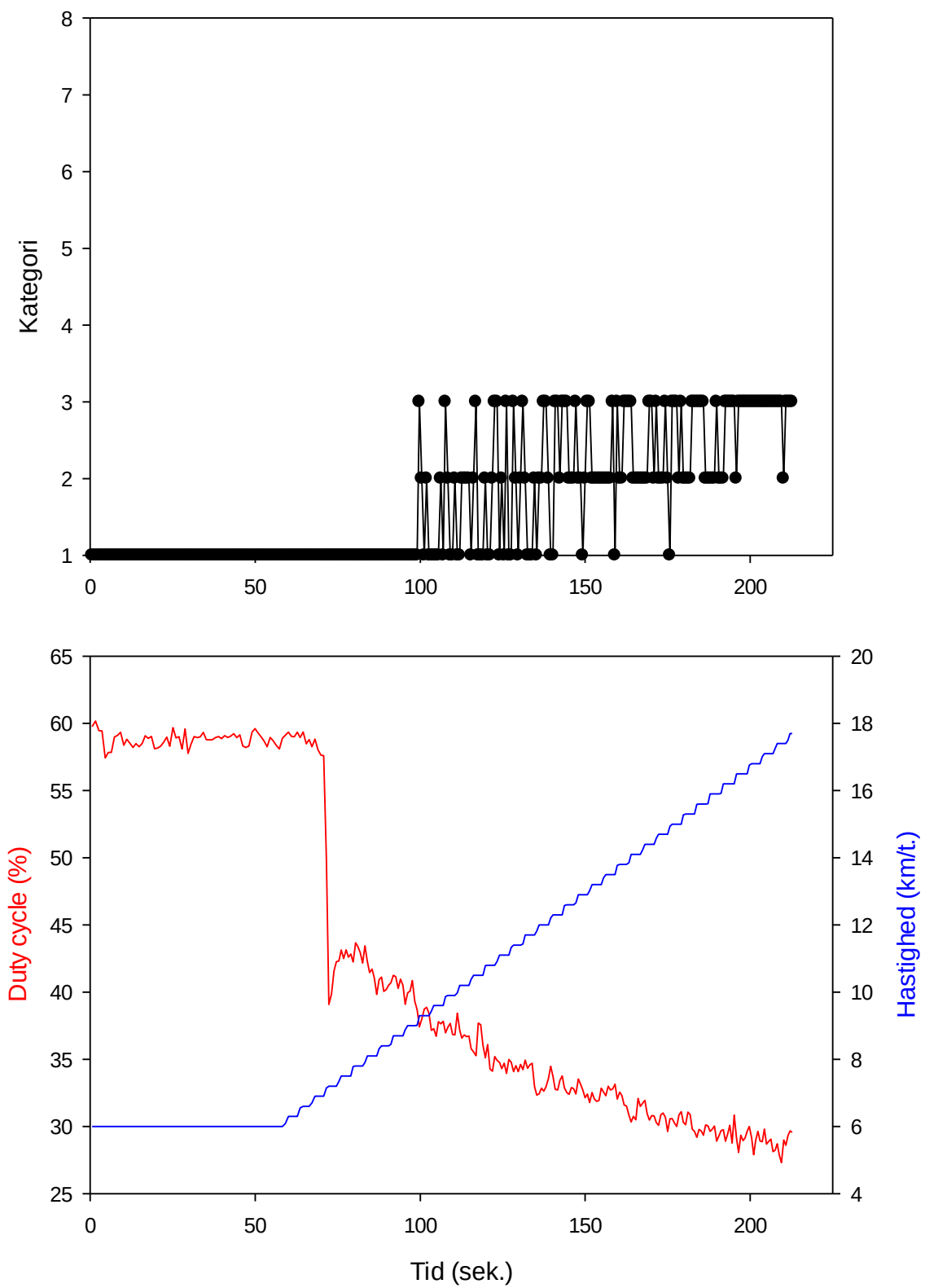
Bilag 6.9 - TP 9



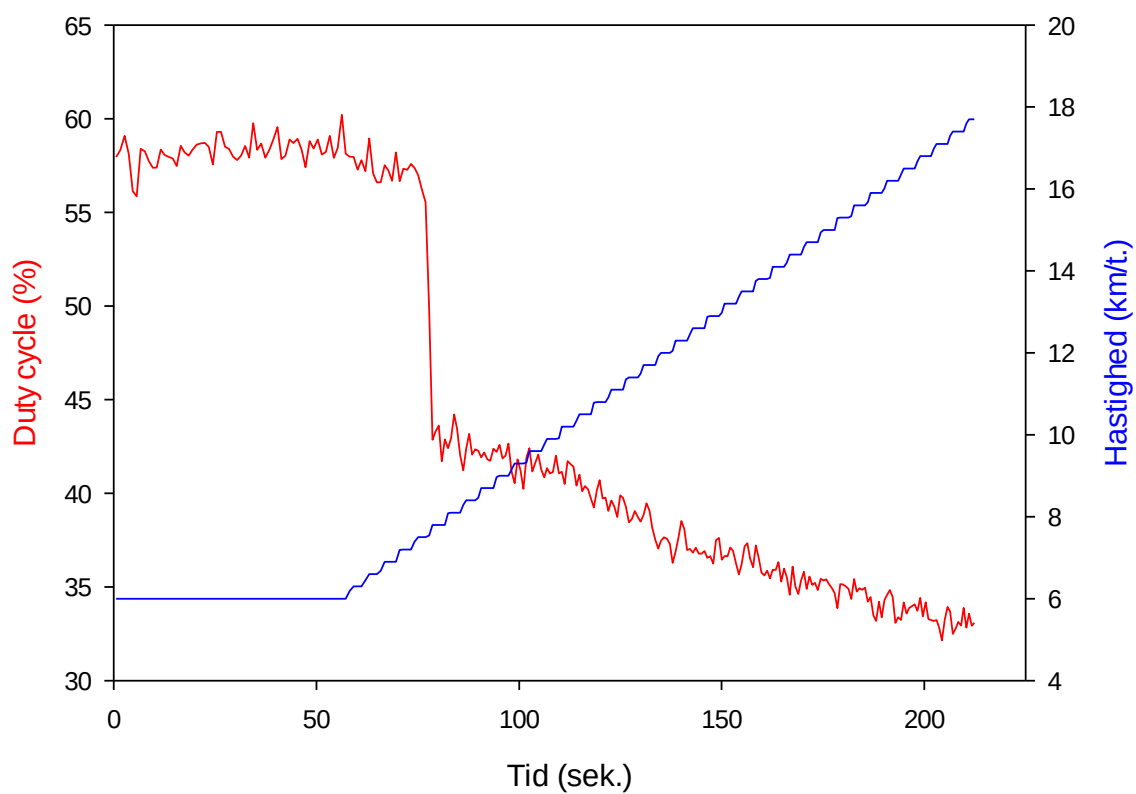
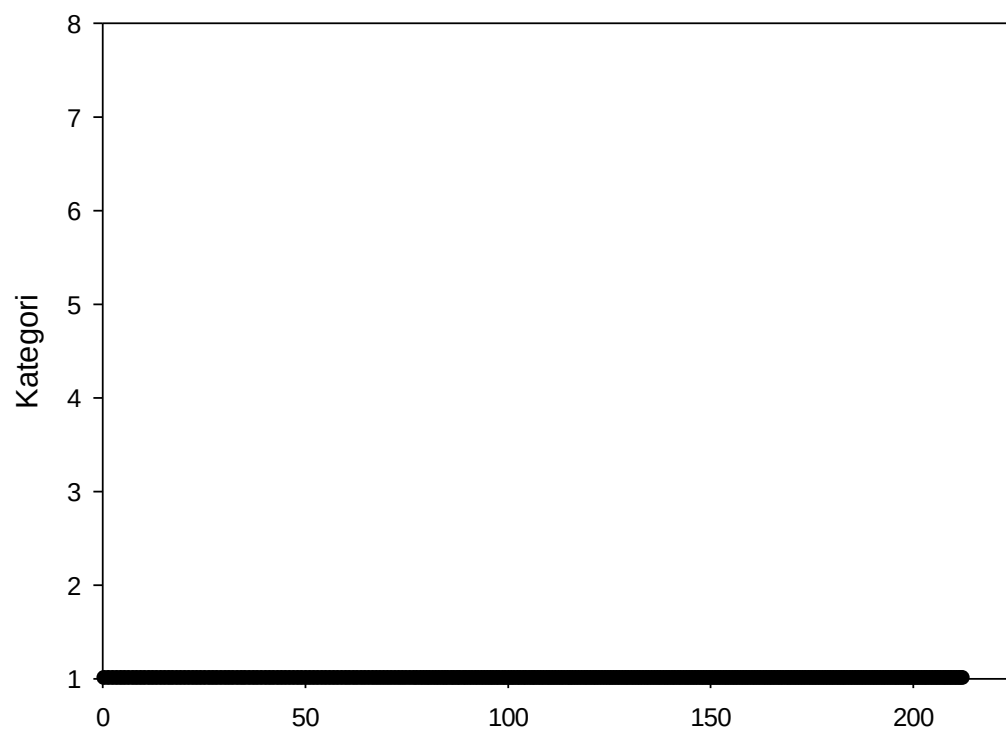
Bilag 6.10 - TP 10



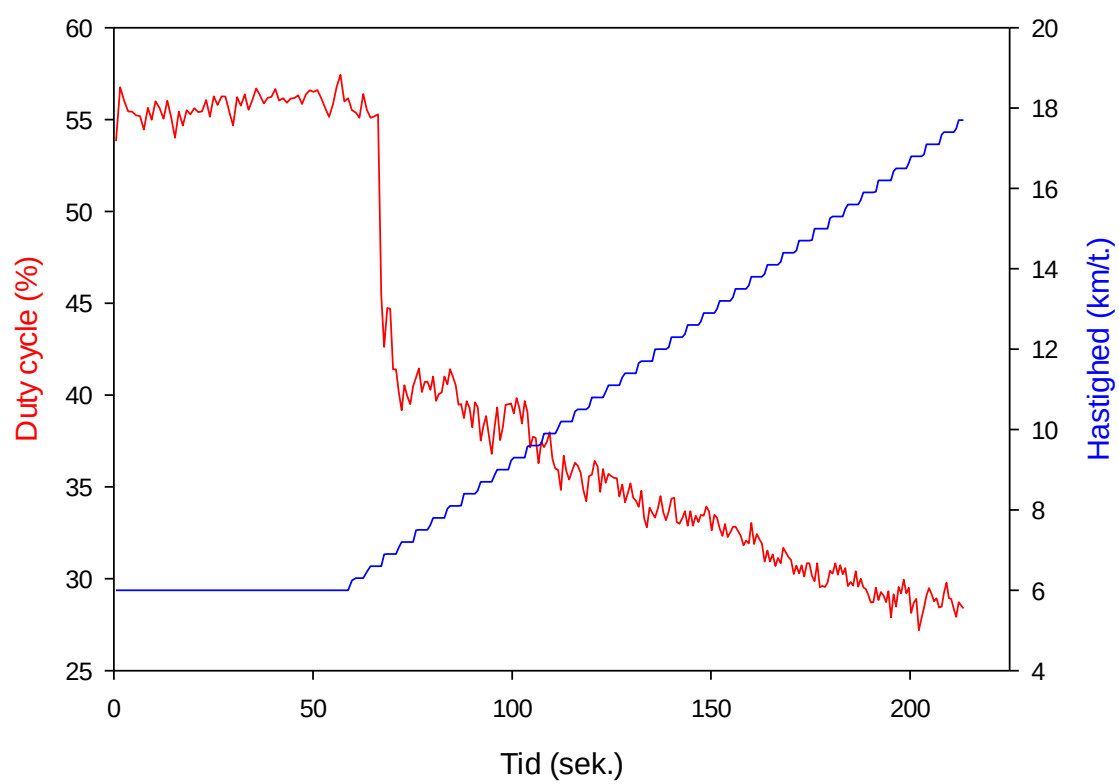
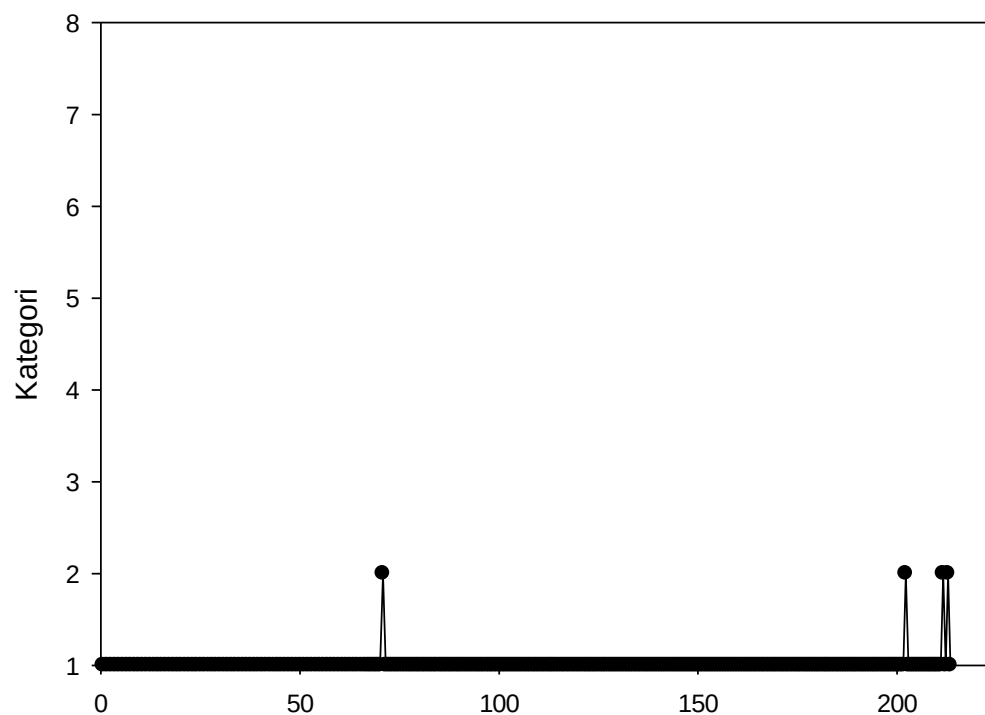
Bilag 6.11 - TP 11



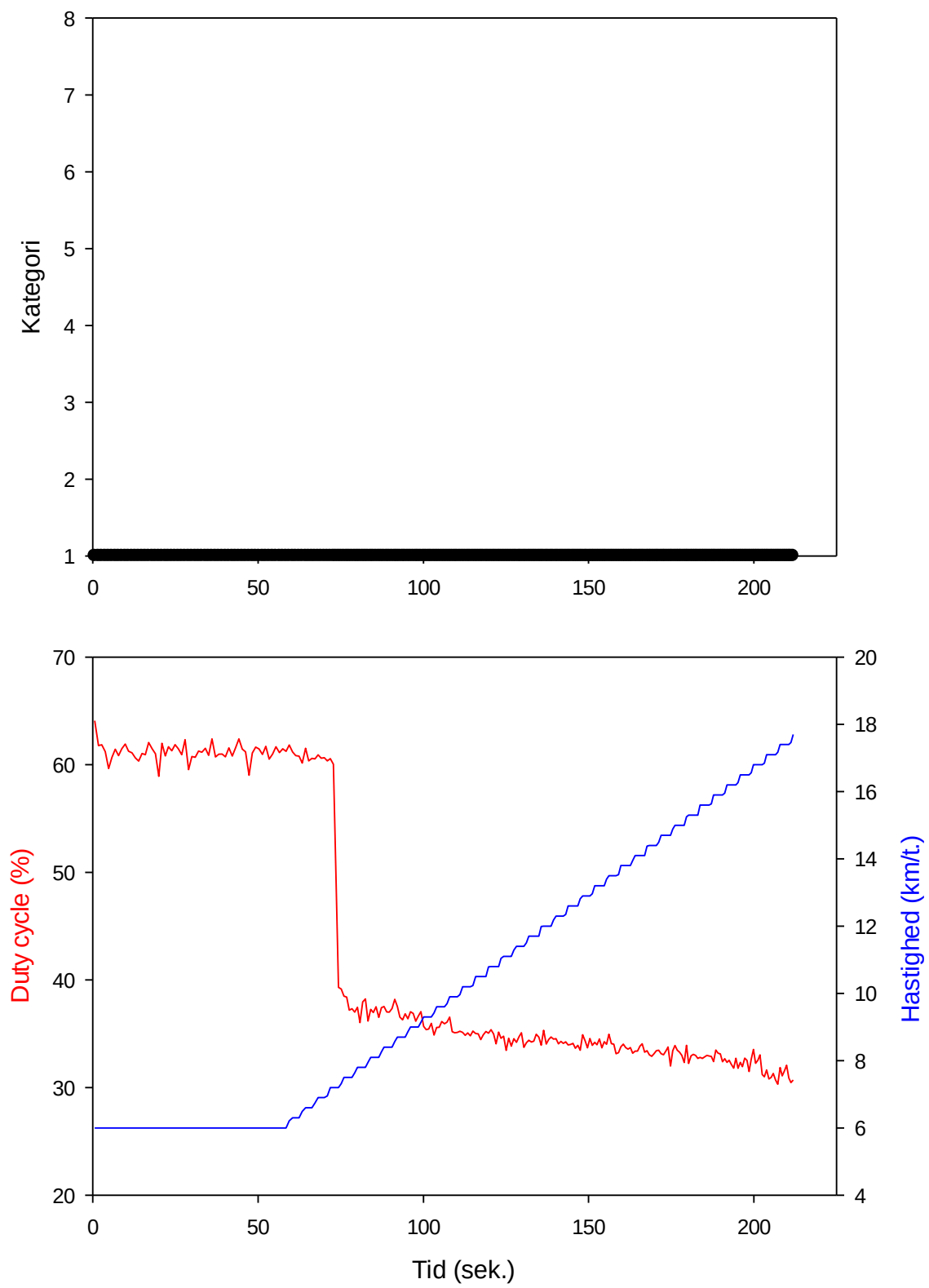
Bilag 6.12 - TP 12



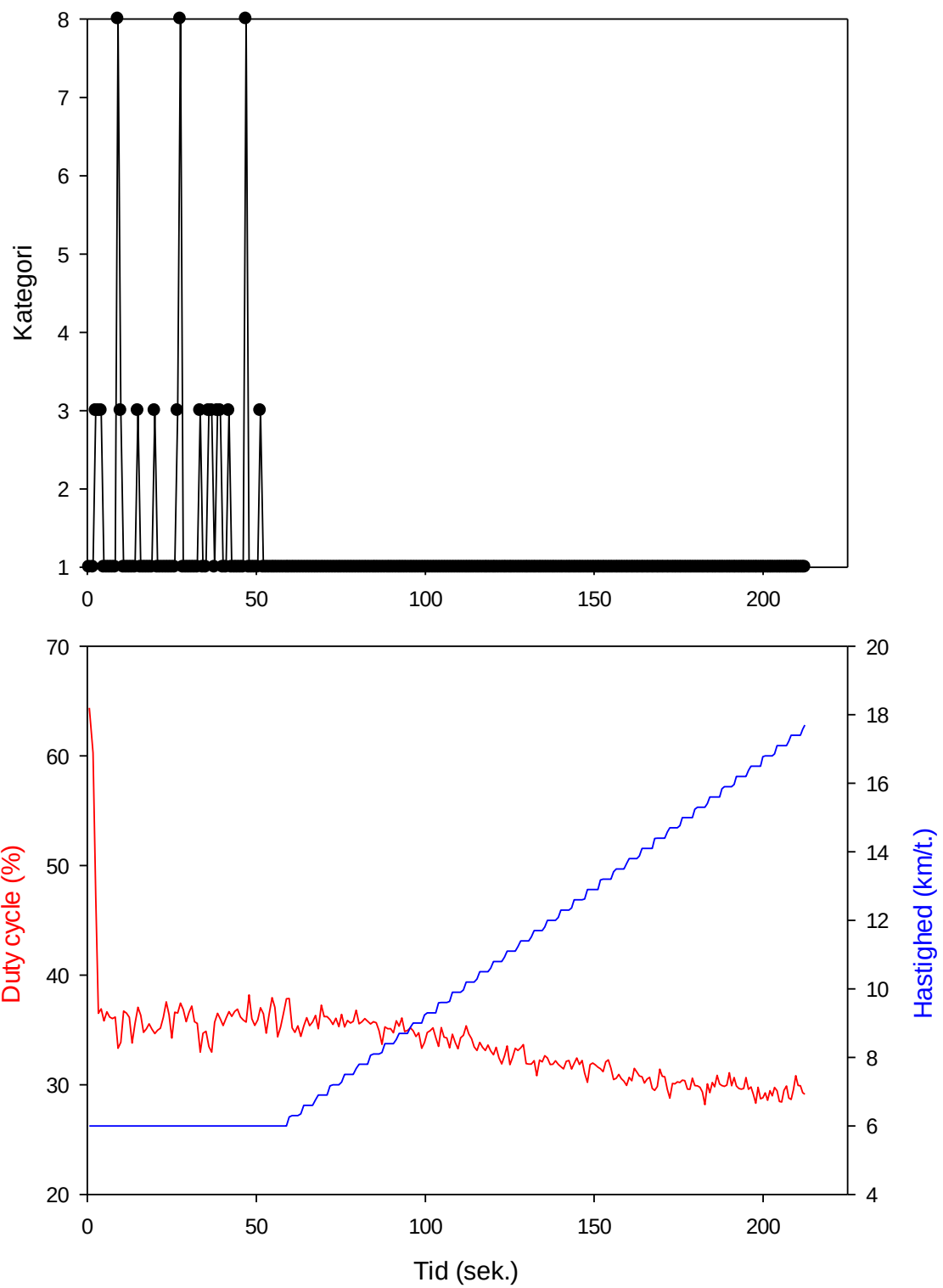
Bilag 6.13 - TP 13



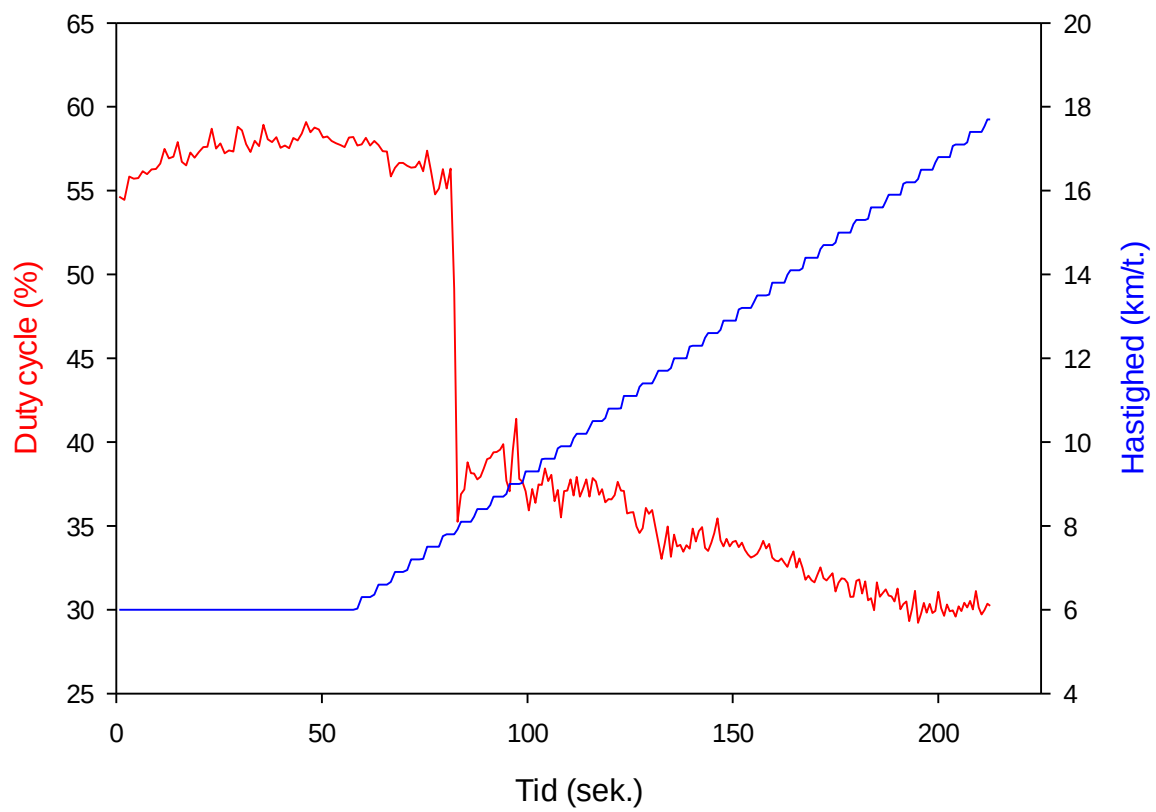
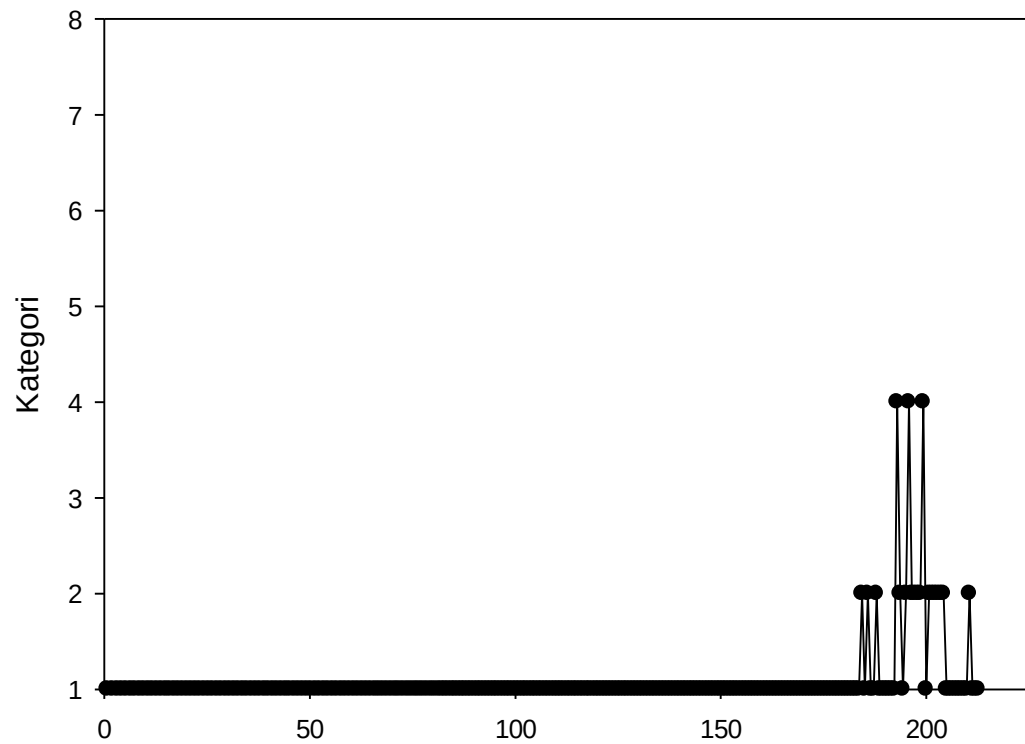
Bilag 6.14 - TP 14



Bilag 6.15 - TP 15



Bilag 6.16 - TP 16



Bilag 7 – Kontingenstabeller

Nedenstående ses kontingenstabellerne som χ^2 -testene er lavet på. I hver tabel betegner a , at der testes for uafhængighed mellem testpersonernes fodnedslagsmønstre i forhold til den første kontakt med underlaget gennem hele testen, b – antal skift mellem fodnedslagsmønstre for den enkelte testperson, c – de to yderpunkter inden for klassificeringerne, $hæl$ og $forfod$ og d – testpersonernes afsluttende fodnedslagsmønstre i rampetesten og de antropometriske parametre der er inddelt i to omkring medianen.

Tabel 1: Kontingenstabeller med benlængde.

a	Type 1-3	Type 4-8			
Over median	4	4			
Under median	8	0			
b	0	1	> 1		
Over median	1	3	4		
Under median	3	2	3		
c	Type 1	Type 8			
Over median	2	3			
Under median	3	0			
d	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	2	0	2	1	3
Under median	3	1	4	0	0

Tabel 2: Kontingenstabeller med højde.

a	Type 1-3	Type 4-8			
Over median	5	3			
Under median	7	1			
b	0	1	> 1		
Over median	1	3	4		
Under median	3	2	3		
c	Type 1	Type 8			
Over median	2	3			
Under median	3	0			
d	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	2	0	3	0	3
Under median	3	1	3	1	0

Tabel 3: Kontingenstabeller med den trunkeerede fodlængde.

a	Type 1-3	Type 4-8			
Over median	5	3			
Under median	7	1			
b	0	1	> 1		
Over median	0	4	4		
Under median	4	1	3		
c	Type 1	Type 8			
Over median	1	2			
Under median	4	1			
d	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	1	0	4	1	2
Under median	4	1	2	0	1

Tabel 4: Kontingenstabeller med ratioen mellem benlængde og højde.

a	Type 1-3	Type 4-8			
Over median	5	3			
Under median	7	1			
b	0	1	> 1		
Over median	3	1	4		
Under median	1	4	3		
c	Type 1	Type 8			
Over median	4	2			
Under median	1	1			
d	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	4	1	0	1	2
Under median	1	0	6	0	1

Tabel 5: Kontingenstabeller med ratioen mellem underbens- og benlængde.

a	Type 1-3	Type 4-8			
Over median	5	3			
Under median	7	1			
b	0	1	> 1		
Over median	1	3	4		
Under median	3	2	3		
c	Type 1	Type 8			
Over median	2	2			
Under median	3	1			
d	Type 1	Type 2	Type 3	Type 5	Type 8
Over median	2	0	3	1	2
Under median	3	1	3	0	1

Individuelle fodnedslagsmønstre under løb med stigende hastighed hos moderat trænede løbere

Cilie Lindner, Dennis W. Nielsen, Maria T. Hansen, Martin S. Manstrup

Aalborg Universitet, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Idræt

18. december 2014

ABSTRACT:

Baggrund: Studier antyder, at løbeskader er forbundet med fodnedslagsmønstre. I forlængelse heraf, har tidligere studier undersøgt denne klassifikation ved enkelt hastigheder. Dette indikerer, at der er behov for at kunne analysere fodnedslagsmønstre mere detaljeret, ved brug af kontinuerte ændringer i hastigheden.

Formål: Hensigten, med nærværende undersøgelse, er at præsentere en metode, der klassificerer moderat trænede løbere, ud fra deres fodnedslagsmønstre, ved en jævnt stigende løbehastighed.

Metoder: Ni moderat trænede løbere deltog. Hver deltager, udførte en test på maksimalt ni minutter, på et løbebånd. Hastigheden startede ved 4 km/t. og blev gradvist øget med 0.5 km/t. hvert 15. sekund, indtil hastigheden nåede 20 km/t. Data blev indsamlet via fire fodkontakter, der var placeret i den højre løbesko. Fodnedslagsmønstret blev klassificeret med en skridt-for-skridt analyse.

Resultater: Der sker gradvise ændringer i løbestilen ved stigende hastighed.

Konklusion: Med den anvendte metode fremkommer nye grupperinger inden for løbestile, hvilket bekræfter, at løbestilen er hastighedsafhængig. Klassificeringen indeholder fem grupper: hæl, bagfod-forfod, fuldfod, midtfod-forfod og forfod. Samtidig er der en indikation af gradvise ændringer fra hæl-/bagfodsmønstre mod forfodsmønstre ved stigende hastighed.

KEYWORDS: Fodnedslagsmønstre, klassificering, rampetest, skridt-for-skridt analyse, fodkontakt, løbebånd.

Introduktion

Gennem evolutionen har mennesket gennemgået en naturlig selektion for evnen til at gå og/eller løbe, både langt og længe. Løb var et middel til at fange bytte og herved overlevelse. (Murphy, Curry & Matzkin 2013) (Lieberman 2012) I nutidens senmoderne samfund anses løb ikke længere som værende kulturelrelateret og livsnødvendigt, men en individualistisk motionstrend,

hvor løbet er blevet et mål for bedre velvære og sundhed. (Warne & Warrington 2012) Andelen af motionsløbere er steget, hvilket ses ved en øget tilslutning til motionsløb. Fra 2008 til 2010 er antallet af deltagere, i de ti største motionsløb i Danmark, steget med 18,62 %. (Forsberg 2012) Den stigende tilslutning, til løb som motionsform, medfører et øget fokus på løbestilsorienterede skader, hvilket skaber

øget forskning i løbestile. (Almeida m.fl. 2014) Gennem de senere år har udviklingen indenfor løb taget en drejning mod det mere naturlige løb, defineret som løb på bare fødder. (Lieberman 2012) (Perkins, Hanney & Rothschild 2014) En løbers fodnedslagsmønster kategoriseres typisk ud fra hæl-, midtfods- og forfodslanding. (Altman & Davis 2012) Løbehastighed, type af løbesko, samt løbestil kan blandt andet have indflydelse herpå. (Warne & Warrington 2012) Studier har tidligere klassificeret løbere ud fra 2D-bevægelsesanalyser, og anvendelse af high-speed kameraer, hvor vinklen i ankelledet analyseres frame-by-frame. (Giandolini m.fl. 2014) Et studie har tidligere undersøgt fodnedslagsmønstret ved enkelte hastigheder, men ikke ved kontinuert stigende hastigheder, hvilket vil give information om spontane ændringer i løbestilen, og ved hvilke hastigheder disse foregår. (Eskofier, Musho & Schlarb 2013)

Et nyligt studie (Schwameder m.fl. 2014) har undersøgt, hvordan løbere, med hællanding, ændrer deres fod-til-jordvinkel ved en jævnt stigende løbehastighed. I studiet blev der anvendt en rampetest på løbebånd med starthastighed på 3 m/s (10.8 km/t.), for hvert 5. sek. blev hastigheden øget med 0.1 m/s (0.36 km/t.) og sluthastighed på 6 m/s (21.6 km/t.). Fodens vinkel, i forhold til underlaget, blev analyseret ved 2D-videoanalyse, og resultatet viste en gruppering af løberne. Gruppe et - løbere med hællanding ved alle løbehastigheder, og gruppe to - løbere med hællanding ved lav løbehastighed og forfodslanding ved høj løbehastighed. Det er påfaldende, at der i overgangen fra hællanding til forfodslanding ikke forekom faser med midtfodslanding. Dette kunne indikere, at den anvendte klassificeringsmetode, ved brug af videoanalyse, ikke giver et detaljeret billede af

fodnedslagsmønstrene, hvilket stiller spørgsmålstegn ved resultatet af undersøgelsen. Nærværende studie har til hensigt at undersøge, om der sker mere jævne overgange mellem de forskellige typer af fodnedslagsmønstre hos løbere, via fodkontakter. På baggrund af dette er hovedformålet at lave en detaljeret klassificering ved anvendelse af en skridt-for-skridt analyse.

Følgende hypoteser ønskes be- eller afkræftet.

- I. Løbestilen er i høj grad afhængig af løbehastigheden.
- II. Der vil ske gradvise ændringer i mellem fodnedslagsmønstrene startende fra hæl-/bagfodsmønster mod forfodsmønster, ved den anvendte metode.

Metode og materialer

Testpersoner

I undersøgelsen deltog ni mandlige motionsløbere. Alder (middelværdi $\pm$ SD): 27 år $\pm$ 1, højde: 183.1 cm $\pm$ 5.1, vægt: 78.1 kg $\pm$ 4.6. Testpersonerne havde en løbeerfaring på 10 år $\pm$ 3, og havde i det seneste år løbet i gennemsnit 20 km om ugen $\pm$ 9. Testpersonerne benyttede egne løbesko, for ikke at påvirke deres vanlige løbestil. Derudover måtte testpersonerne ikke have været skadet indenfor de sidste to måneder og aktivt ændret løbestil indenfor det sidste år. Desuden måtte der ikke forekomme benlængde-asymmetri (Carpes, Mota & Faria 2010).

Ud fra etiske overvejelser, i henhold til Helsinki deklARATIONEN (1964), underskrev deltagerne en samtykkeerklæring. (The World Medical Association 2014) Testen var blindet for at mindske interne og

eksterne påvirkninger, på testpersonernes fodnedslagsmønstre (Chow, Woo & Koh 2014).

Forsøgsdesign

Testpersonerne udførte en gang-/løbetest af maks. ni minutters varighed på løbebåndet, startende med et minuts gang ved 4 km/t., hvorefter hastigheden blev øget med 0.5 km/t. hvert 15. sek. indtil 20 km/t. Testen afsluttedes med 15 sek. ved 20 km/t. Under testen blev testpersonernes fodnedslagsmønstre registreret skridt for skridt med fire fodkontakter under højre fod og et ankelgoniometer.

Målemetoder

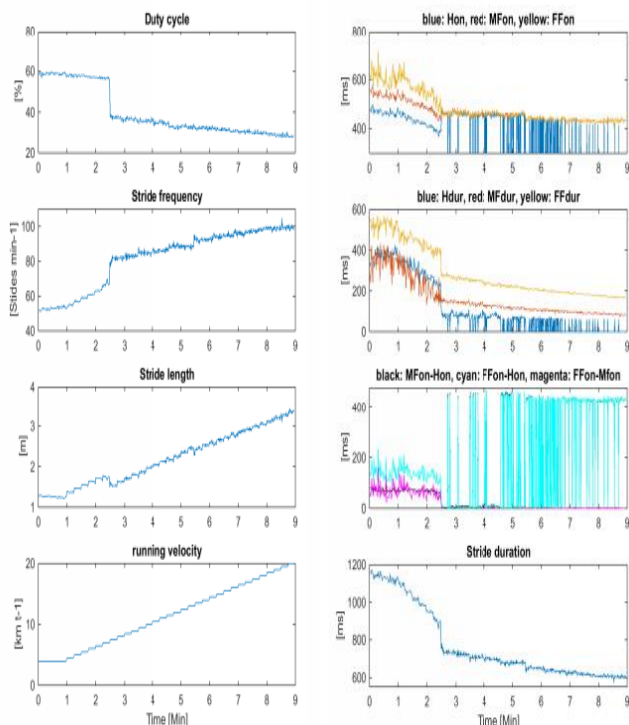
Fodens kontakttid med løbebåndet blev registreret af fodkontakter (174 NS Force Sensing Resistors), monteret på indersålen af testpersonernes højre løbesko. Fodkontakterne placeres ved hæl, under fodsålen under den mest dorsale del af hælbalen, ved midtfod, under lateralkanten af fodsålen under basis af femte metatarsalknogle, lateralt på forfoden, under hovedet af femte metatarsalknogle, og medialt under hovedet af første metatarsalknogle. Fodkontakterne sendte signaler til et analogt system, hvorefter det blev registreret i dataopsamlingssystemet. Et goniometer (Biometrics Ltd, Flexible Wire Goniometer, M18) blev anvendt til at analysere vinklen af ankelleddet. Goniometeret har to separate outputforbindelser, hvor kun den ene blev anvendt, til måling af fleksion/ekstension i ankelleddet. Goniometeret var koblet til et oscilloskop (Agilent 54621A oscilloscope mega zoom 60 MHz 200 M Sa/s), og måler en elektrisk spænding, der covarierer proportionalt med vinkeludslaget. Til dataopsamling af fodkontakt- og goniometersignaler, blev et PC-baseret dataopsamlingssystem anvendt. Systemet bestod af et

PC-monteret dataopsamlingskort + BNC interface (National Instruments, PCI-6229 og BNC2090), samt software skrevet i Labview, Mr. Kick III (Knud Larsen, HST, AAU) (National Instruments). Testene blev udført på et løbebånd (Techno Gym, model RunRace).

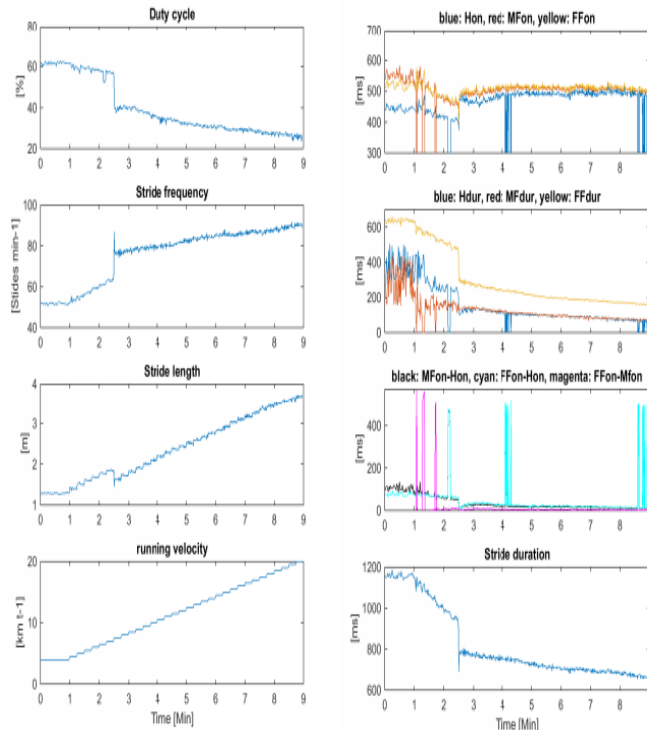
Dataanalyse

Dataanalysen er foretaget i computerprogrammet MATLAB. En algoritme har bearbejdet de indsamlede data således, at en skridt-for-skridt analyse blev mulig. Da afsæt fra den forreste del af foden principielt kan ske enten medial, lateral eller begge dele samtidigt, blev signalerne fra de to forfodskontakter summeret, og tiderne for onset og offset blev analyseret på det summerede signal. Således blev forfodskontaktperioden bestemt af onset af den først aktiverede forfodskontakt, og offset af den der deaktiveredes sidst. Da det med rimelighed må antages, at foden altid afvikles over forfoden, blev hver skridtcyklus identificeret fra off-tidspunktet af den summerede forfodskontakt og det efterfølgende off-tidspunkt på samme fodkontaktsignal. Algoritmen har rensset det givne data, så hovedparten af skridtene opfyldte dette, dog måtte 10.47 % korrigeres manuelt for støj efterfølgende. Afsluttende plotter en anden algoritme det ønskede data. Ark ét indeholder duty cycle (procent), skridtfrekvens (skridt/min.), skridtlængde (m) og hastighedsrampen (km/t.). Ark to indeholder fodnedslagsmønstret (millisekunder (m.s.)), aktiveringstiden (m.s.), skridtryk (m.s.) og skridtvarighed (m.s.). Parametrene angives som en funktion af tiden (min.).

På Figur 1 og 2, ses eksempler på ovenstående, fra TP 3 og 8.



Figur 1: Plots TP 3



Figur 2: Plots TP 8

Grundlæggende er der mindre variationer mellem testpersonernes duty cycle, skridtfrekvens, -længde og -varighed, mens graferne for fodnedslagsmønsteret, aktiveringstiden og skridtrytmen adskiller sig. Goniometersignalerne blev ikke analyseret.

Det indsamlede data er behandlet med henblik på en klassificering af testpersonerne, ud fra rækkefølgen af fodkontaktens aktiveringstider og varigheden af hver aktiveringsperiode, med en deskriptiv analyse.

Klassifikationen er foretaget gennem en grafisk analyse af fodnedslagsmønsteret, og via udregninger, af afstanden mellem fodkontaktens aktivering, for forfod-midtfod, forfod-hæl samt midtfod-hæl, jf. bilag 7.

To fodkontakter ses som sammenfaldende, hvis deres indbyrdes afstand er mindre end 10 m.s. Er afstanden større, er der dominerende kontakt på den først registreret. Klassificeringen inddeles i fem grupper, se Tabel 1.

Tabel 2: Klassificering.

Hæl	Fodnedslagsmønster hvor hælen er tydelig isat først. Mere end 10 m.s. til næste fodkontakt aktiveres.
Bagfod-forfod	Hæl og midtfod er sammenfaldende. Dernæst aktiveres forfoden med mere end 10 m.s. efter bagfoden.
Fulfod	Forfod og midtfod samt midtfod og hæl er sammenfaldende. Afstanden er mindre end 10 m.s.
Midtfod-forfod	Hælen aktiveres ikke.
Forfod	Forfoden aktiveres først og hælen aktiveres ikke.

Resultater

Ni testpersoner gennemførte testen, dog analyseres der kun på signalerne fra otte, da den niende havde for store udsving i signalerne. Nedenstående tabel viser middelværdier og standardafvigelser for hastighed, skridtfrekvens, skridtlængde og duty cycle hos de otte testpersoner.

Tabel 2: Middelværdier og standardafvigelser ved påbegyndt løb og testens afslutning.

	Hastighed	Skridtfrekvens	Skridtlængde	Duty cycle
Efter transition	7,26	75,54	1,64	36,34
SD	1,03	4,40	0,20	1,89
Slut	19,31	93,57	3,45	28,27
SD	0,75	3,26	0,17	2,04

Transitionsfase

Det følgende afsnit vil præsentere en behandling af transitionsfasen fra gang til løb.

Tabel 3 viser ved hvilken hastighed transitionen påbegyndes, samt udviklingen af skridtfrekvensen, skridtlængden, duty cycle og nedslagstypen før og efter transitionsfasen.

Løbesko

Testpersonerne anvendte egne løbesko. I Tabel 4 fremgår mærke og model, samt skoens hældrop.

Tabel 4: Testpersonernes løbesko.

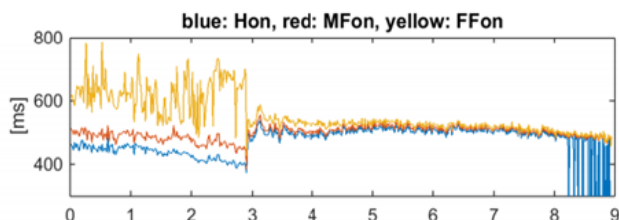
	Løbeskosmærke og model	Hældrop
TP 1	Asics – Gel-Electro 33	10
TP 2	Adidas Climacool Chill	8.4
TP 3	Brooks PureCadence 3	4
TP 4	Nike Free (Lunarglide)	11
TP 5	Adidas Glide	11
TP 6	Asics gel Kayano 20	9
TP 7	Nike Zoom Structure+	9
TP 8	Brooks Glycerin 11	10

Tabel 3: Transitionsfasen fra gang til løb.

	Beskrivelse af transitionsfasen	Skridtfrekvens (antal/min)		Skridtlængde (m)		Duty cycle (%)		Nedslagstype	
		Før	Efter	Før	Efter	Før	Efter	Før	Efter
TP 1	6 skridt før skiftet 8-8.5 km/t	68,34	76,92	1,95	1,73	57,63	38,08	Hæl	Hæl
TP 2	2 skridt før skiftet 6-6.5 km/t	58,82	73,26	1,7	1,37	55,78	35,41	Hæl	Hæl
TP 3	I mellem skiftet 7-7.5 km/t	68,03	79,47	1,72	1,57	55,78	37,62	Hæl	Fuldfod
TP 4	1 skridt før skiftet 7-7.5 km/t	64,94	74,63	1,8	1,58	55,95	33,58	Hæl	Hæl
TP 5	7 skridt før skiftet 8-8.5 km/t	68,34	80	1,95	1,67	55,24	34,67	Hæl	Bagfod-forfod
TP 6	1 skridt før skiftet 6.5-7 km/t	64,45	71,43	1,68	1,63	56,82	37,62	Hæl	Bagfod-forfod
TP 7	1 skridt før skiftet 8-8.5 km/t	63,09	71,94	2,11	1,97	53,31	34,53	Hæl	Hæl
TP 8	1 skridt efter skiftet 7-7.5 km/t	66,52	76,63	1,84	1,63	55,32	39,21	Hæl	Hæl

Klassificering

Først analyseres nedslaget som funktion af tiden. For alle testpersoner gør det sig gældende, at der i gangperioden er hældning. På Figur 3 ses fodnedslagsmønstret over tid for TP 5.

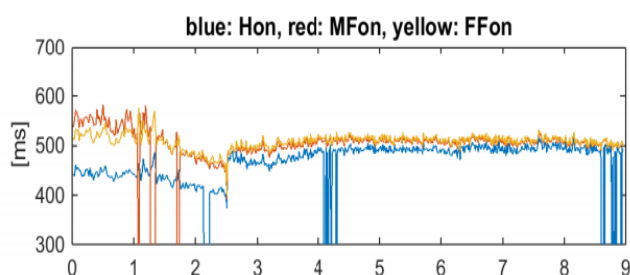


Figur 3: Fodnedslagsmønster for TP 5.

Efter transitionsfasen ændres fodnedslagsmønstret til, at hæl, midt- og forfod rammer underlaget hurtigt efter hinanden. Hælen isættes stadig først og der rulles herefter hen over foden. I takt med at tempoet stiger, er nedslaget mellem de tre kontakter mere sammenfaldende. Testpersonen har stort set ingen hælkontakt i afslutningen af testen.

Samme nedslagsmønster er gældende for TP 6 og 7 (Bilag 1.6.2 og 1.7.2). På grafen for nedslagsmønstret for TP 6, ses det desuden, at fodkontakterne for hæl, midt- og forfod er sammenfaldende under hele løbeperioden.

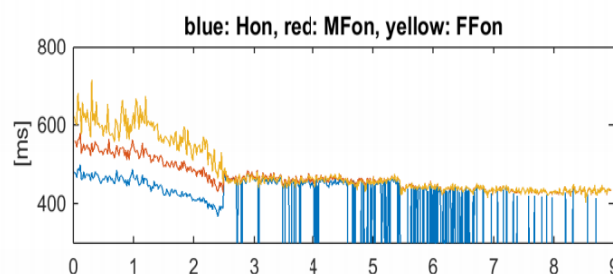
TP 2 og 8 sætter ligeledes hælen i først under hele løbet, men graferne bliver først sammenfaldende ved højere hastigheder, og ikke i starten af løbeperioden. Begge løber ligeledes næsten uden hælkontakt i den sidste periode af testen.



Figur 4: Fodnedslagsmønster for TP 8.

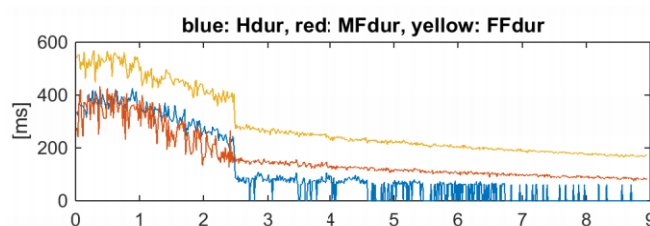
Desuden ses det på Figur 4, at TP 8 har udfald på hælen midtvejs i testen.

Hældning, under løb, gør sig også gældende hos TP 1 og 4 (Bilag 1.1.2 og 1.4.2). TP 1 afvikler fra hæl til forfod og afslutter lateralt på fodens midte, mens TP 4 ruller hen over foden fra hæl til midt- til forfod. Fodnedslagsmønstret for TP 3, Figur 5, adskiller sig fra de forrige.



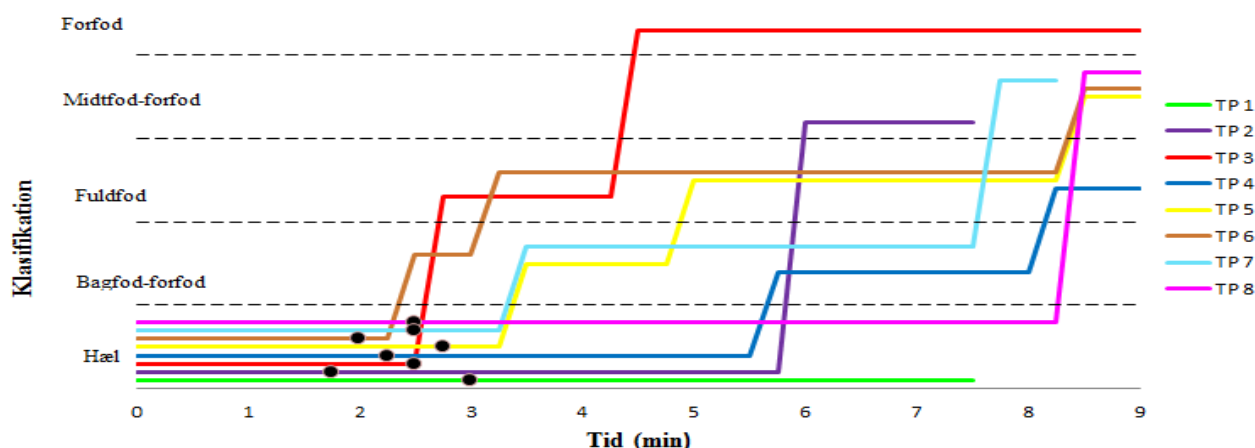
Figur 5: Nedslagsmønster for TP 3.

Testpersonen har ligeledes hældning under gang. Efter transitionsfasen ses det, at midt- og forfod isættes samtidig, mens hælen allerede fra start af løbet har perioder uden isæt. Når hastigheden øges minimeres aktiveringen af hælkontakten. Sammenholdes grafen med aktiveringstiden på Figur 6, ses det, at forfoden er aktiv længere tid end midtfoden.



Figur 6: Aktiveringstid for TP 3.

Udviklingen af fodnedslagsmønstret, ses samlet for de otte testpersoner, på grafen, på Figur 7.



Figur 7: Klassificeringen af undersøgelsens otte testpersoner. Testpersonernes transitionsfase fremgår med sorte cirkler. Hældningen indikerer det tidsinterval, hvor fodnedslagsmønstrene ændres.

Klassifikationen af testpersonerne, er inddelt ud fra hæl, bagfod-forfod, fuldfod, midtfod-forfod og forfod.

Tabel 5: Tider for ændring af fodnedslagsmønstre i min

	Bagfod-forfod	Fuldfod	Midtfod-forfod	Forfod	Sluttidspunkt	Tendere til forfod
TP 1	-	-	-	-	7.46	
TP 2	-	-	6.02	-	7.32	x
TP 3	-	2.38	-	4.35	9.00	
TP 4	5.33	8.19	-	-	9.00	
TP 5	3.16	4.55	8.34	-	9.00	x
TP 6	2.14	3.07	7.22	-	9.00	x
TP 7	3.25	-	7.26	-	8.25	x
TP 8	-	-	8.37	-	9.00	x

Tabel 5 viser tider for ændringer i fodnedslagsmønstrene, sluttidspunktet for testen og hvilke testpersoner der tenderer til forfodsløb ved testens afslutning.

Diskussion

Resultaterne for de otte testpersoner viser, en mulig inddeling, i fem grupper, ud fra fodnedslagsmønsteret.

Løb på forfoden er, ved høj hastighed, samstemmende med teorien. (Müller & Ritzdorf 2009) Havde testen været længere, kunne det tyde på, at netop disse fem ville ende med forfodsløb. TP 2 og 7 afsluttede testen ved henholdsvis 7.32 min. og 8.25 min., hvilket kan indikere udmattelse og derved for lange intervaller. For at mindske risikoen for udmattelse kunne der være anvendt en rampetest med kortere intervaller. (Schwameder m.fl. 2014) Der var i alt tre testpersoner der ikke nåede en sluthastighed på 20 km/t., dog antages det, at undersøgelsens formål, at undersøge kontinuerede ændringer, stadig er opfyldt.

TP 8 ser ud til at have tendens til forfodsløb allerede ca. fire minutter inde i testen. Denne tendens fortsætter ikke, og det kan derfor diskuteres om, det reelt set er støj, eller uregelmæssig løb. Var der en reel tendens, ville der efterfølgende være kontinuerede udfald på hælen.

Desuden ses, i perioder, et atypisk fodnedslagsmønster for midt- og forfod hos TP 8, under gang. Hælen aktiveres først, hvorefter forfoden aktiveres tidligere end midtfoden. Det kan diskuteres, hvorvidt det kan skyldes upræcise indstillinger. Der ses også skridt, hvor

signalet for midtfoden falder helt ud, hvilket er atypisk, da både hæl og forfod er aktiveret. Årsagen kan dog være, at testpersonen pronerer, jf. bilag 6.

Da der er betydelig forskel i tiden mellem aktiveringen af hæl i forhold til midt-/forfod, som er sammenfaldende, klassificeres testpersonen som hælløber.

Fodnedslagsmønsteret, beskrevet hos TP 8, hvor forfoden aktiveres før midtfoden, ses ligeledes hos TP 1. Her er det tilfældet fra start til slut af testen, hvor hælkontakten aktiveres først. Analyseres der på forfodskontakterne, individuelt, ses det, at den laterale er den dominerende, da den aktiveres først og afvikles sidst. Ved givne løbehastigheder aktiveres forfodskontakterne samtidig. En nærmere analyse, af de enkelte skridt, viser, at midt- og forfod afvikles stort set samtidig. Dette ses ligeledes ved at sammenholde grafen for nedslaget med grafen for aktiveringstiden, for de to implicerede signaler (Bilag 1.1.2). Det kan indikere, at testpersonen løber meget lateralt, men kommer ind og runder på den mediale del af foden. Fra bilag 7 ses det, at under hele testen er hælen og midtfoden aktiveret med et tidsrum mellem sig, der gør, at de aldrig bliver sammenfaldende. Derfor klassificeres TP 1 som hælløber. Desuden stopper TP 1 testen efter 7.46 min. og ændrer, som den eneste, ikke fodnedslagsmønster. Dette kunne bekræfte antagelsen om for lange hastighedsintervaller.

Grafen for TP 3, Figur 5, viser tydelige tegn på forfodsløb allerede fra transitionsfasen. Umiddelbart kan grafen give et indtryk af, at hælen er aktiv ved de høje hastigheder. Dette er dog ikke tilfældet, hvilket synliggøres ved sammenligning med data i bilag 7. Der ses store værdier for afstanden mellem midtfoden og hælen, hvilket betyder, at hælen ikke har været aktiv.

De få gange hælen er aktiv, kan det ved en nærmere analyse ses, at disse aktiveringer kun akkurat er godkendte signaler størrelsesmæssigt. Dermed klassificeres TP 3 som forfodsløber, som testens eneste. Desuden ses der en mulig sammenhæng mellem løbestil og skridtfrekvens, da TP 3, som forfodsløber, har den højeste skridtfrekvens ved testens afslutning. Bilag 1.4.2 viser fodnedslagsmønsteret for TP 4, hvilket umiddelbart ikke ændres betydeligt i takt med den stigende hastighed. Sammenlignes grafen med tabel 5, ses det, at der efter 5.33 min. sker en ændring. Tiden mellem aktiveringerne for hælen og midtfoden minimeres og graferne kommer da under betegnelsen sammenfaldende (Bilag 7). Det samme er gældende for aktiveringstiden mellem midt- og forfod ved 8.19 min. Derved ændrer TP 4 løbestil fra hællanding til bagfodforfod til fuldfodslanding når hastigheden stiger tilpas, jf. Tabel 1.

Aktiveringstid

TP 2 har midt-forfodslanding ved afslutningen af testen, graf 7, med tendens til forfodslanding. Dette begrundes ud fra graf to på bilag 1.2.2, der viser en længere aktiveringstid ved forfoden, end hæl og midtfod, hvilket sammenholdt med manglende hælkontakt medfører, at TP 2 har tendens til forfodsløb. Det samme billede gør sig gældende for aktiveringstidsgraferne hos TP 5, 6 og 8. Ved TP 7 er der en tendens til forfodsløb efter 7.45 min. af testen, dog ikke nær så markant.

Transitionsfase

Fra Tabel 3 ses, at skridtfrekvensen er stigende, hvorimod skridtlængden og duty cycle er faldende over transitionsfasen, samstemmende med tidligere studier. Duty cycle er gennemsnitlig fem procentpoint under,

den teoretisk angivet værdi, jf. (Novacheck 1997), hvilket kan skyldes anvendelsen af fodkontakter. Fodkontakterne måler ikke hele standfasen, sammenlignet med en kraftplatform der registrerer fodens ydre punkter, men det kan diskuteres, om den minimale indflydelse kan påvirke det samlede billede af den målte standfase.

Løbesko

Løbeskoen TP 3 anvendte, Brooks PureCadence 3, adskilte sig væsentligt fra de resterende testpersoners løbesko ved et mindre hældrop, jf. Tabel 4. Som tidligere beskrevet, adskiller klassificeringen af TP 3 sig fra de andre testpersoner, da han kommer op på forfodsløb. Derfor kan der argumenteres for, at typen af løbesko kan have en indvirkning på fodnedslagsmønsteret, jf. (Warne & Warrington 2012).

Løbesko med større hældrop kan favorisere hællanding, hvor fodens kontakt med underlaget, sker med strakt ben foran massemidtunktet, jf. (Lieberman m.fl. 2009).

I henhold til ovenstående kan det diskuteres, om en standardisering af de anvendte løbesko havde været en fordel. Det kan diskuteres om en sådan intervention ville påvirke deres løbestil, og dermed resultaterne.

Manuel styring

Under testen var hastighedsintervallerne manuelt styret. Det manuelle skift af hastigheden kan være mere upræcist end, hvis det havde været automatisk. Det kan, ved manuel styring, være tydeligere for testpersonerne, hvornår hastigheden ændres. Dette kan have indflydelse på fodnedslagsmønsteret, og transitionsfasen. Der kan dermed argumenteres for, at

en automatisk hastighedsændring havde været mere optimal.

Trods manuelle skift, ses det at løbestilen er hastighedsafhængig, jf. Figur 7.

Det kan diskuteres om den detaljerede klassificering med gradvise ændringer, kan have positiv indvirkning på løbestilsorienterede skader, fremfor en simplere klassificering fra tidligere studier.

Konklusion

Med den anvendte metode fremkommer nye klassificeringer inden for løbestile. Dette viser gradvise ændringer i fodnedslagsmønsteret ved stigende hastighed, hvilket bekræfter at løbestilen er afhængig af løbehastigheden. Klassificeringen indeholder fem grupper;

- Hæl
- Bagfod-forfod
- Fuldfod
- Midtfod-forfod
- Forfod.

Resultaterne indikerer gradvise ændringer fra hæl-/bagfodsmønster mod forfodsmønster ved stigende hastighed, hvilket bekræfter undersøgelsens hypoteser. Den ovenstående klassificering danner grundlag for en revurdering af den måde fodnedslagsmønsteret, under løb, vurderes, for bedre at kunne forstå årsagerne bag løbeskader.

Referencer

- Altman, A., & Davis, I.S.** (2012). *Barefoot Running: Biomechanics and Implications for Running Injuries*. *Current Sports Medicine Reports*, 11, 244-250.
- Almeida, M.O.D., Saragiotto, B.T., Yamato, T.P., & Lopes, A.D.** (2014). *Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners?*. *Physical Therapy in Sport* xxx,1-5.
- Carpes, F.P., Mota, C.B., & Faria, I.E.** (2010). *On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference*. *Physical Therapy in Sport*, 11, 136-142.
- Chow, J.Y., Woo, M.T., & Koh, M.** (2014). *Effects of External and Internal Attention Focus Training on Foot-Strike Patterns in Running*. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 9, 307-320.
- Eskofier B.M., Musho, E., & Schlarb, H.** (2013). *Pattern Classification of Foot Strike Type using Body Worn Accelerometers*. *Body Sensor Networks (BSN) - IEEE International Conference*, 1-4.
- Forsberg, P.** (2012). *Motionsløbere I Danmark – Portræt af danske motionsløbere*. Idrættens Analyseinstitut, 1.udgave.
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G.Y., Morin, J.B., & Samozino, P.** (2014). *A simple field method to identify foot strike pattern during running*. *Journal of Biomechanics*, 47, 1588-1593.
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., Andrea, S.D., Davis, I.S., Mang'Eni, R.O., & Pitsiladis, Y.** (2009). *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*. *Nature*, 463, 531-535.
- Lieberman, D. E.** (2012). *What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective*. *Exercise and Sports Science Reviews*, 40, 63-72.
- Murphy, K., Curry, E.J., & Matzkin, E.G.** (2013). *Barefoot running: Does it prevent injuries?*. *Sports Medicine*.
- Müller, H., & Ritzdorf, W.** (2009). *Run! Jump! Throw!*. IAAF Coaches Education and Certification System.
- Novacheck, T.** (1997). *The biomechanics of running*. Elsevier Science B.V., 7, 77-95.
- Perkins, K.P., Hanney W.J., & Rothschild, C.E.** (2014). *The Risks and Benefits of Running Barefoot or in Minimalist Shoes: A Systematic Review*. *Sports health*, 6, 475-480.
- Schwameder, H., Wunsch, T., Scatz, T., & Kröll, J.** (2014). *Effect of running speed on the foot-ground angle in heel strikers*. *International Calgary Running Symposium abstract book*, University of Calgary, 128-129.
- The World Medical Association – Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects.** (2014). Available: <<http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/>> [17 december 2014]
- Warne, J.P., & Warrington, G.D.** (2012). *Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running*. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*, 24, 563-568.