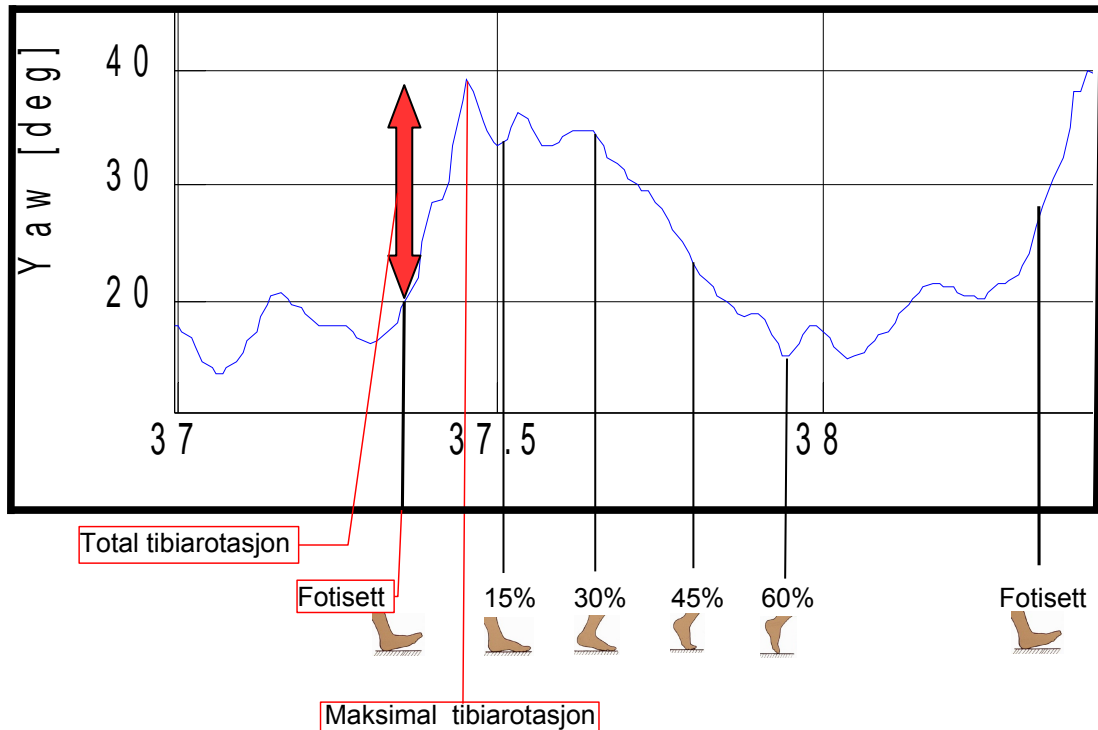


Tibiarotasjon ved gange og jogg på tredemølle, en metodestudie



Bjarne Vad Nilsen

Masteroppgave i helsefag

Studieretning fysioterapivitenenskap

Seksjon fysioterapivitenenskap

Institutt for samfunnsmedisinske fag



Universitetet i Bergen

Mai 2010

FORORD

I jobben som fysioterapeut har jeg hatt en del pasienter med smerter i rygg, hofta, kne, legg, ankel og fot hvor det er funn i fotens biomekanikk som avviker fra «normalen». I løpet av de siste årene er det flere norske fysioterapeuter som har startet med å lage fotortoser (innleggssåler). Det er hovedsaklig to konsepter som blir benyttet i dag; Supersole og Finsole. Begge konsepter krever kurs for å bli autorisert ortosetilpasser. Det blir påstått effekt av sålene som blir tilpasset, dvs. at pasientenes smerter blir redusert. Men forklaring på hvorfor smertene ble mindre og det teoretiske grunnlaget for dette, er det vage forklaringer på. Pronasjon med navicularredrop og en tilhørende bunden innoverrotasjon av tibia er en teori. Overpronasjon med tilhørende økt innoverrotasjon av tibia antar man kan gi skader i fot, legg og kne. Innoverrotasjon av tibia antar man også kan påvirke knefunksjon, deretter hoftefunksjon, og til sist ryggen.

Denne studien startet med en tanke om å undersøke sålers effekt på tibiaronasjon, men hvordan skulle dette gjøres? Video var en metode, men det er teknisk og tidkrevende og har mange usikre variabler. I løpet av studiet ble jeg kjent med arbeidene til Rolf Moe- Nilssen, med studie av balanse basert på akselerometriske målinger. En ny tanke med å prøve en kinetisk sensor på tibia ble foreslått, men dette var ikke gjort før og man hadde ingen kunnskap om dette fra før.

Gjennom prosessen med å skrive oppgaven fikk begrepet prokrastinering en ny mening, og etter passe slow jobbing med sporadiske perioder med høyere speed, er jeg nå ferdig med dette prosjektet. Det har vært en lærerik prosess som jeg kommer til å se tilbake på som en positiv, spennende og lærerik erfaring.

Mest av alt bør man takke seg selv for at man trosset prokrastineringen, men andre har også bidratt:

- *Professor, dr. philos Rolf Moe- Nilssen.* Takk for god veiledning og meget nyttige diskusjoner. Jeg har satt stor pris på din velvillighet. Uten dine kunnskaper hadde ikke denne oppgaven eksistert.
- *Bykle kommune* som ga meg 5% permisjon for å klare å gjennomføre prosjektet.
- *Forsøkspersonene* som blottet leggen og ofret seg på tredemøllen i ca. 2 minutter.
- *Høgskolen i Bergen* som stilte tredemøllen på treningsrommet til disposisjon.

Hovden 16.05.2010

Bjarne Vad Nilsen

INNHOLDSFORTEGNELSE

Tabelloversikt
Figuroversikt
Forkortelser

SAMMENDRAG

ABSTRACT

1. INTRODUKSJON	10
1.1 Gange og jogg.....	11
1.2. Syklus ved gange og jogg.....	12
1.3. Forskjeller på gange/jogg på fast underlag og på tredemølle.....	13
1.4. Reaksjonskrefter fra underlaget (Ground reaction force).....	16
1.5. Fot og leggbiomekanikk ved gange og jogg.....	17
1.5.1. Måling av fotbue.....	20
1.5.2. Eversjon/tibia innoverrotasjon ratio, EV/TIR ratio.....	22
1.5.3. Pronasjon, navicularedrop, tibiartotasjon.....	23
1.5.4. Proksimale og distale krefter, tibiartotasjon.....	24
1.6. Muskulære faktorer, støtdemping, pronasjon, tibiartotasjon.....	25
1.7. Eksterne påvirkningsfaktorer for fot og leggbiomekanikk.....	26
1.7.1. Sko: pronasjon og tibiartotasjon.....	26
1.7.2. Såler: pronasjon og tibiartotasjon.....	27
1.7.3. Tibiartotasjon i andre studier.....	28
1.7.4. Undersøkelser med akselerometer montert på tibia.....	30
1.8. Akselerometri, kinematisk sensor.....	31
1.9. Problemstillinger.....	32
2. METODE	34
2.1. Design.....	34
2.2. Utvalg	34
2.3. Testutstyr og datatolking	35
2.4. Testprosedyre.....	37
2.5. Dataanalyse.....	38
2.6. Ethiske overveielser.....	39
3. METODEANALYSE	41
3.1. Analyse av data.....	41
3.2. Konklusjon på beregningsmetode til utregning av tibiartotasjon.....	55
4. RESULTATER	61
4.1. Sammendrag av resultatene.....	64
5. DISKUSJON	66
5.1. Metodiske betraktninger.....	66
5.1.1. Validitet/reliabilitet.....	67
5.1.2. Validitet.....	67
5.1.3. Reliabilitet.....	69
5.2. Styrker og svakheter.....	70
5.2.1. Design.....	70
5.2.2. Analyse av kurver.....	71
5.2.3. Testutstur.....	73
5.3. Tibiartotasjon.....	77
5.4. Kliniske implikasjoner/videre studier.....	78
6. KONKLUSJON	80
7. REFERANSELISTE	81

Tabelloversikt

Tabell I. Deskriptive data til de 4 forsøkspersonene.....	35
Tabell II. Varighet, gjennomsnitt og standardavvik (SD) for fem gangsykluser for alle 4 forsøkspersoner med 4 ulike hastigheter, oppgitt i sekunder. Tallene er gjennomsnitt av 4 ulike beregningsmetoder, mediolateral hastighet, yaw hastighet, pitch orientering og vertikal hastighet.....	61
Tabell III. Varighet av fire påfølgende gangsykluser basert på avlesning av vertikal akselerasjon, for ulike hastigheter, med og uten sko.....	61
Tabell IV. Tibiarotasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt i grader i 5 påfølgende steg for alle forsøkspersoner ved 4 ulike hastigheter, med og uten sko.....	61
Tabell V. Intraklassekoeffisient, Intersubjekt standardavvik og Standard Error Mean for tibiartasjon ved 4 ulike hastigheter, med og uten sko.....	62
Tabell VI. Maksimal tibiartasjon oppgitt i tid (s) etter fotiset.	62
Tabell VII. Prosentvis angivelse, gjennomsnitt og standardavvik av tidspunktet for maksimal tibiartasjon inn i en gangsyklus med tibiartasjon, oppgitt for hvert steg.....	62
Tabell VIII. Maksimal tibiartasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt som prosentvis angivelse av tidspunktet inn i en gangsyklus. Tibiartasjon oppgitt som gjennomsnitt for 5 påfølgende steg.....	63
Tabell IX. Tibiartasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt som gjennomsnitt for 5 skritt for alle forsøkspersoner for 4 ulike hastigheter med og uten sko.....	63
Tabell X. Signifikante sammenhenger for tibiartasjon med ulike hastighets-sammenligninger, med og uten sko.....	64
Tabell XI. Signifikante sammenhenger der hypotesen er at tibiartasjonen reduseres ved bruk av sko.....	64

Figuroversikt

Figur 1. Faser i standfasen under gange (figur gjengitt fra Nordin& Frankel 2001, s. 227).	13
Figur 2. Art. talocrularis og art. subtalaris med akser (Fra Michaud,1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).....	18
Figur 3. Akser og bevegelser i ankelleddet (Fra Michaud,1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).....	19
Figur 4. Høyre talus og calcaneus anteriort angitt med akser i supinert, nøytral og pronert stilling. Graden av støtdemping er angitt som horisontale linjer ved de ulike stillingene. (Fra Michaud,1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).....	20
Figur 5. Skjematisk illustrasjon av navicularedrop.....	21
Figur 6. Svanghøyde (blå pil) og eksempel på normal, stor og liten svanghøyde.....	21
Figur 7. Yaw, roll og pitch i forhold til bevegelser av tibia.....	36
Figur 8. Sensor med koordinatører og sensorplassering medialt på høyre tibia.....	37
Figur 9. Sentrale begivenheter i leggens og fotens bevegelser i et gangsteg (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 43).....	41
Figur 10. Faser i standfasen med angivelse av delfaser som % av en hel gangsyklus. (figur gjengitt fra Nordin& Frankel 2001, s. 227).....	42
Figur 11. Tibia bevegelser (innover-utoverrotasjon i transversalplan) i ulike faser av et gangsteg, oppgitt i grader (°) ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s.48).....	42
Figur 12. Maksimal (rød strek) og minimal yaw (sort strek) oppgitt i tid for 5 gangsteg. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, testperson (TP) 1.....	43
Figur 13. Yaw hastighet oppgitt i tid ved to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	44
Figur 14. Ankelbevegelse (dorsal-plantarfleksjon i sagittalplan) i ulike faser av et gangsteg, oppgitt i % av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Nordin&Frankel 2001, s. 244).....	46
Figur 15. Ankelbevegelse (dorsal-plantarfleksjon i sagittalplan) i ulike faser av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 44).....	46
Figur 16. Anterioposterior akselerasjon oppgitt i tid for to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	47
Figur 17. Pitch orientering oppgitt i tid for topp (sort strek) og bunnpunkter (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	47
Figur 18. Pitch hastighet oppgitt i tid for topp (rød strek) og bunnpunkter (sort strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	48
Figur 19. Tibia bevegelser i (adduksjon-abduksjon i frontalplan) i ulike faser av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 46).....	49
Figur 20. Mediolateral posisjon oppgitt i tid ved to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	49
Figur 21. Mediolateral hastighet oppgitt i tid ved ekstremalpunkt. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	50
Figur 22. Mediolateral akselerasjon oppgitt i tid ved to ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	51

Figur 23. Roll orientering oppgitt i tid for topp (sort strek) og bunnpunkter (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	51
Figur 24. Roll hastighet oppgitt i tid for topp (rød strek) og bunnpunkt (sort strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	52
Figur 25. Vertikal posisjon oppgitt i tid ved ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.	52
Figur 26. Vertikal hastighet oppgitt i tid for to ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.	53
Figur 27. Vertikal akselerasjon oppgitt i tid for ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	54
Figur 28. Fremgangsmåte til beregning av tibiartasjon.....	56
Figur 29. Tibiartasjon visualisert med fotbevegelser i ulike deler av standfasen. Sort markering er fotisett og rød markering maksimal tibiartasjon. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, testperson (TP) 1.....	57
Figur 30. Yaw oppgitt i tid ved fotisett (sort strek) og tid ved maksimal tibiartasjon (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.....	58
Figur 31. Tibiartasjon visualisert med fotbevegelse i ulike deler av standfasen. Rød markering er fotisett, og blå . markering to ekstremalpunkter. Høyre tibia ved gange uten sko 2,5 km/t, testperson (TP) 3.....	59
Figur 32. Forløpet av tibiartasjon TP 3 uten sko i hele testperioden 2,5-4,0-6,0-9,0 km/t. Hastighetsøkning skjer mellom 15-20s, 35-40s, 55-60s.....	59
Figur 33. Gjennomsnittlig tibiartasjon oppgitt i grader for 4 personer med 5 skritt, med og uten sko ved fire ulike hastigheter. Blå kurve: uten sko. Rød kurve: med sko.....	63

FORKORTELSER

AB	Abduction
ADD	Adduction
AP	Anterior-posterior
CC	Calcaneocuboide ledd
DF	Dorsiflexion
EV/TIR RATIO	Eversjon/ tibia innoverrotasjon ratio
Ex. rot.	External rotation
FF	Foot flat
GRF	Ground Reaction Force
HO	Heel off
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
I. rot.	Internal rotation
KS	Kinematisk sensor
LFFL	Left full forefoot load
LHL	Left heel lift
LHS	Left heel strike
LTO	Left toe off
ML	Medio-lateral
MS	Med sko
PF	Plantarflexion
RFFL	Right full forefoot load
RHL	Right heel lift
RHS	Right heel strike
RTO	Right toe off
SEM	Standard Error Mean
Sw	Intersubjekt standardavvik
TN	Talonavicularledd
TP	Testperson
US	Uten sko
V	Vertikal

SAMMENDRAG

Innledning

Man antar at overpronasjon i foten kan føre til belastningsskader i kne og legg. Pronasjon med calcaneal eversjon vil føre til en bunden innadrotasjon av tibia. Hensikten med denne studien var å undersøke om en portabel kinematisk sensor kunne benyttes til å måle tibiartasjon.

Metode

Fire friske forsøkspersoner gikk og løp på tredemølle med og uten sko på hastighetene 2,5, 4,0, 6,0 og 9,0 km/t. En MTx kinematisk sensor ble benyttet til å måle akselerasjoner og orientering langs tre ortogonale akser. Sensoren på 10 gram ble festet med en neoprenortose på høyre tibia, ca. 2/3 avstand mellom mediale malleol og tuberositas tibia.

Resultat

Reliabiliteten ble vurdert med ICC statistikk, der ICC(1,5) viste god datakvalitet (ICC>0,9) ved 6 av 8 dataserier, og ICC(1,1) som viste akseptabel datakvalitet (ICC>0,7) ved 5 av 8 dataserier.

Diskusjon

Jeg har ikke funnet andre studier som har målt tibiartasjon med kinematisk sensor, og måtte derfor utvikle en metode til å identifisere fotsett og maksimal tibiartasjon. Tibiartasjon var i denne studien noe høyere enn i andre studier. Feilkilder i denne studien er variabel hudbevegelse og støy på kurvene i avlesningen av maks tibiartasjon. Videre forskning bør redusere hudbevegelse og benytte flere steg ved analyse.

Konklusjon

Resultatene indikerer at bruk av en kinematisk sensor er en reliabel metode til å måle tibiartasjon. Metoden bør utvikles videre for å gi enda bedre målinger.

Nøkkelord: Tredemølle, gang/jogg, tibiartasjon, kinematisk sensor.

ABSTRACT

Introduction

Excessive pronation of the foot is thought to cause overuse injuries in the lower extremities. Pronation with calcaneal eversion leads to a significant internal rotation of the tibia. The purpose of this study was to investigate whether a portable kinematic sensor could be used to measure tibirotation.

Method

Four healthy subjects walked and ran on the treadmill with and without shoes at speeds 2.5, 4.0, 6.0 and 9.0 km/h. A MTx kinematic sensor was used to measure accelerations and orientation along three orthogonal axes. The sensor of 10 grams was attached with a neoprenorthoses on the right tibia, 2/3 distance between the medial malleol and tuberositas tibiae.

Results

The reliability was assessed by ICC statistics. ICC(1.5) showed good data quality (ICC > 0.9) in 6 of 8 data series, and ICC(1.1) showed acceptable data quality (ICC > 0.7) at 5 of 8 data series.

Discussion

I have not found other studies that have measured tibirotation with kinematic sensor and therefore had to develop a method to identify the initial heel strike and maximum tibirotation. The tibirotation in this study were slightly higher than in other studies. Error sources in this study was variable skin movements and noise on the yaw curves in the reading of maximal tibirotation. Further research should reduce skinmovements and take more steps in to the analysis.

Conclusion

The results indicate that the use of body fixed kinematic sensors is a reliable method to measure tibia internal rotation. The method should be developed further to provide better measurements.

Keywords: Treadmill, walking/jogging, tibirotation, kinematic sensor.

1. INTRODUKSJON

For mange pasienter med smerter i legg, fot, ankel, kne hofte og rygg kan det være funn i fotens biomekanikk som avviker fra normalen. Det finnes definisjoner på hva som er normalt, men individuelle forskjeller som ligger utenfor «normalen» er det mange eksempler på. Personer kan gå igjennom et helt liv med en såkalt feilstilling uten at det gir noen symptomer, mens andre kan få problemer med smerte, ofte i legg og kne. Dette kan trolig til dels forklares av aktivitetsnivå og type aktivitet

Et relativt hyppig funn ved en fotundersøkelse er pes planus (plattfot), ved en slik stilling i fotisettet vil fotens pronasjon øke og tibia vil teoretisk rotere innover i større grad enn på en normal fot. Alle seriøse løpesko produsenter har laget egne pronasjonssko for å forsøke å motvirke pronasjon. Ved skade eller smerte spesielt i legg og ankel, blir det ofte anbefalt pronasjonssko hvis pronasjonsbevegelsen er økt. På samme måte som ved pronasjonssko blir såler, både rigide (faste), semirigide (mellomharde) og myke, benyttet med hensikt å redusere smerte via en biomekanisk forklaringsmodell der man antar at økt pronasjon gir uønskede bevegelser som påvirker vevet negativt. Hensikten med sko og såler er da å redusere pronasjonen og dermed de uønskede bevegelsene. I Norge bruker fysioterapeuter hovedsakelig Supersole og Finsolekonseptet til å lage semirigide såler.

Det blir oppgitt klinisk gode effekter etter ortosetilpasning, det er også forsket en del på effekten av bruk av fotortoser, og det viser generelt god effekt på reduksjon av smerte/symptomer. Det dreier seg primært om reduserte smerter i underekstremitet, sekundært potensielt bedre tekniske løsninger f.eks. i løp eller langrenn. En oversiktsartikkel (Gross, Davlin, Evanski 1991) er også generelt positiv til effektene (smertenivå) av fotortoser. Det er ikke foretatt forskning på effekt av biomekaniske konsekvenser som følge av individuelt tilpassede dynamiske fotortoser av typen Supersole/Finsole.

Noen pasienter som får tilpasset fotortoser for ulike smertetilstander spesielt i underekstremitetene blir bedre, dvs. de får mindre smerter etter bruk av individuelt tilpassede fotortoser. Men hvorfor pasientene blir bedre har man kun teoretiske antagelser om. I mange tilfeller vil det etter en klinisk fotundersøkelse finnes navicularedrop som blir forsøkt redusert med fotortoser.

Navicularedrop blir assosiert med økt tibiartasjon som man antar kan gi smerter i både legg, kne og hoft. Tibiartasjon er en av flere mulige forklaringsvariabler til utviklingen av skader, dette prøver man å påvirke med ortoser.

Det hadde vært interessant å undersøke sålers effekt på tibiartasjon, men metoden som benyttes i denne studien har ikke blitt benyttet på tibia tidligere. Denne studien blir derfor et metodestudie. Bedre kunnskap og forklaringsmodeller på hvorfor såler kan gi redusert smerte er nødvendig. Denne studien vil som et første steg, prøve å finne ut om en kroppsbåren kinematisk sensor kan benyttes til å måle tibiartasjon.

For å gi en teoretisk basis til denne studien vil de neste kapitlene handle om generell teori om gange og jogg, fot og leggbiomekanikk ved gange og jogg, sammenheng mellom pronasjon, navicularedrop og tibiartasjon, proksimale-distale mekaniske krefters effekt på tibiartasjon, muskulære faktorerers effekt på tibiartasjon, effekt av såler/sko, og akselerometri.

1.1. Gange og jogg

Gange er en viktig funksjon i alle menneskers liv, fra de første ustødige barneskritt til alderdommens ustødige steg. Winter (1991) beskriver hensikten med gange som "to transport the body safely and efficiently across the ground wheter it is level, uphill or downhill. Galley, Forster (1987) beskriver gange som " a highly coordinated series of events in which balance is beeing constantly challenged and regained continuously".

Beskrivelse av overordnede kontrollmekanismer ved gange vil ikke bli nærmere beskrevet, siden denne studien er mekanisk innrettet mot en isolert enkeltbevegelse.

Jogg eller løp blir av mange oppfattet som ekvivalenter, og det finnes ikke noen entydig definisjon. Ofte blir jogging betraktet som lavere hastighet enn løp, der jogging i noen miljøer blir definert som løp opp til 12 km/t eller 5 minutter/km. Andre mener at forskjellen er på det mentale plan der en jogger er en trimmer, mens en løper driver mer aktivt og konkurrerer.

Overgangen mellom gange og jogg varierer med alder, benlengde og koordinasjon, og de fleste vil gå over fra gange til jogg ved 6-8 km/t (Hreljac 1993). Studier har vist at det er mer energiøkonomisk å jogge enn å gå fra 6-8 km/t (Walker, Muray, Jackson, Morrow, Michaud 1999, Brisswalter, Mottet 1996). Det er flere faktorer som endres ved overgang fra gang til jogg, den viktigste er at det ikke er tobensstand, men en svevfase i jogging der konsekvensen bl.a. er progressivt økende mekanisk og muskulær belastning ved økende hastighet.

1.2. Syklus ved gange og jogg

Gangsyklus kan sies å være basis i beskrivelse av menneskelig gange. En full gangsyklus består av tiden mellom suksessive ipsilaterale helisett. Det starter med et initielt helisett og avsluttes i det samme fot starter helisettet. Helisett er det normale i en gangsyklus, men noen har initiell bakkekontakt med mellomfot eller forfot

En gangsyklus deles inn i standfase og svingfase, stand/svingfase defineres som "tiden foten er/ikke er i underlaget uttrykt i sekunder eller prosent av en full gangsyklus" (Winter 1991). Ved normal ganghastighet (1,0,-1,4m/s / 3,6-5,0 km/t) vil fordelingen av stand og svingfase være ca. 60/40%. Varigheten av stand-/ svingfase er avhengig av hastigheten, og standfasen avtar ved økende hastighet. Tobensfasen avtar også med økende hastighet.

Ved løp med en hastighet på 12 km/t blir det oppgitt at fordelingen mellom stand og svingfase er 40/30%, med 2x15% svevfase imellom fasene (Nordin, Frankel 2001).

Standfasen deles ofte i fem faser og starter ved normal gange med helisett, fortsetter med midtfot og helløft, og avsluttes med avsett og tåavsett (fig. 1.). Helisettet foregår i de første 27% av standfasen og varer mellom 0,1-0,15s ved normal gange (Scranton, Rutkowski, Browne 1980).

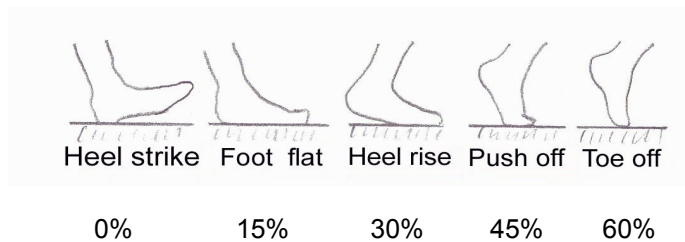


Fig. 1. Faser i standfasen under gange (figur gjengitt fra Nordin, Frankel 2001, s. 227).

Siden distal ende av den kinetiske kjeden har bakkekontakt i standfasen, er dette en lukket kinetisk kjede i motsetning til svingfasen som er en åpen kinetisk kjede. Den biomekaniske belastningen er ulik i fasene, og lukket kjede er forbundet med mye høyere belastning og dermed større skaderisiko ved feilbelastning.

1.3. Forskjeller på gange/jogg på fast underlag og på tredemølle

Tredemølle blir benyttet til både rehabilitering, forebyggende arbeid, idrettstrening, og til forskning. Bruk av tredemølle ved forskning kan gi nyttig informasjon i analyse av biomekaniske forhold pga. kontrollerte forhold. Gang og jogg på tredemølle er i hovedsak lik gange på jevnt underlag, men det er også beskrevet forskjeller. Ved gang/jogg på tredemølle vil ikke kroppen bevege seg i forhold til omgivelsene, slik at visuelle stimuli ikke er i konstant endring som ved gange/jogg i naturlige omgivelser. I motsetning til gange på flatt underlag vil underlaget bevege seg på en tredemølle, og man må benytte muskelkraft til å unngå å bli beveget bakover.

Luftmotstanden ved gange/ jogg på tredemølle er også forskjellig fra gange på flatt underlag, men ved lave hastigheter vil dette få liten innvirkning på energikravet, mens det ved jogg/løp bør kompenseres ved å ha en stigning på 1-2%.

Basert på erfaring med rehabilitering på tredemølle, har jeg observert at under første kontakt med tredemølle er gangen mer usikker enn på flatt underlag. Mange eldre pasienter velger også å holde seg til armstøtten, til tross for at gangfunksjonen burde være god nok til å ha frie armer. Dette betyr at det er forskjeller på tredemølle gange og gange på flatt underlag, der det trolig er større sideveis forflytning på tredemølle.

England, Granata (2007) undersøkte sammenhengen mellom ganghastighet og lokal dynamisk stabilitet på tredemølle, og fant en tendens til at lavere hastighet økte stabiliteten.

Det er foretatt mye forskning på ulikheter mellom gang/ jogg/løp på tredemølle og på flatt underlag, og det finnes ulikheter. Men litteraturen er ikke entydig, og Van Ingen Schenau (1980) beskriver at det teoretisk ikke skulle være forskjell på tredemølle gange og gange på flatt underlag hvis hastigheten er konstant.

Grunnen til at det er funnet forskjeller, kan være at forutsetningen med at konstant hastighet på båndet på tredemøllen ikke er oppfylt. For løp på tredemølle beskriver (Nigg, DeBoer, Fischer 1995) at adaptasjon til tredemølle varierer fra individ til individ. Lavanska, Taylor, Schanche (2005) beskriver at kjennskap til tredemøllebruk påvirker biomekanikken. Det samme gjelder trolig for gang på tredemølle der jeg subjektivt har observert stor variasjon i kvaliteten på gangen. Kvaliteten er da definert som pasienters subjektive trygghet med og uten armstøtte for pasienter med en sikker normal gange på flatt underlag.

Teoretisk sett kan det tenkes at forskjeller i kinetiske, muskulære eller biomekaniske forhold mellom gang på tredemølle og gang på flatt underlag, kan påvirke tibiartrotasjonen. Men litteraturen beskriver små forskjeller, men det er ikke tidligere undersøkt om dette kan påvirke tibiartrotasjonen.

Flere studier (Alton, Baldey, Caplan, Morrisey 1985, Stolze, Kutzt-Buschenbeck, Mondwurf, Boczek-Funcke, Jöhnk, Deuschl, Illert 1997, Strathy, Chao, Laughman 1983, Warabi, Kato, Kiriyaama, Yoshida, Kobayashi 2005) har funnet økt kadens ved tredemølle i forhold til gang på flatt underlag, mens Lee, Hilder (2008), Goldberg, Kautzb, Neptunee (2008) ikke finner tilsvarende.

Det er også funnet forskjeller i leddbevegelser og EMG aktivitet, Alton, et al (1998), Murray, Spurr, Sepic, Gardner, Mollinger (1985).

Jeg vil kort beskrive noen studier. Lee, Hilder (2008) undersøkte biomekanikken ved gang på flatt underlag og på tredemølle på 19 friske forsøkspersoner. Han konkluderer med at det generelt er små forskjeller, men signifikante forskjeller ble funnet på stand/svingfasen der tiden var kortere på tredemølle (0,65-0,68s) og (0,43-0,45s).

Ved gang på tredemølle ble det også funnet mindre dorsalfleksjon i ankel, mindre kneekstensjon og større hofteekstensjon. Det var også mindre muskelaktivitet i m. tibialis anterior i standfasen ved tredemølle.

Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, Kerrigan (2007) undersøkte kinematiske og kinetiske forskjeller på tredemølle og gang på flatt underlag. Det ble bl.a. funnet signifikante forskjeller i reaksjonskrefter fra underlaget (ground reaction forces, GRF), der tredemøllegang ga lavere krefter. Men Riley et. al. konkluderer med at forskjellene kunne forklares med variabiliteten i en rekke av de målte kinematiske parametrene.

For løp er det også funnet forskjeller på tredemølle og løp på fast underlag. Riley, Dicharry, Franz, Croce, Wilder, Kerrigan (2008) og Fellin, Barrios, Davis (2007) konkluderer med at forskjellen på løp på tredemølle og løp på flatt underlag er små, og at mekaniske parametre ved tredemølleløp kan generaliseres til løp på flatt underlag.

Nigg et.al. (1995) undersøkte forskjeller mellom løp på flatt underlag og tre ulike tredemølle typer.

Han beskriver inkonsekvente funn basert på individnivå, der funnene var avhengig av forsøkspersonenes løpsstil, hastighet og sko/ tredemølle situasjon. Han konkluderer med at individuell måling av kinematiske parametre på tredemølle for å vurdere sko eller såler, kan føre til inadekvate konklusjoner sammenlignet med løp på flatt underlag.

Willy, Davis (2008) fant større krefter ved løp på tredemølle i medial og lateral retning, noe de tolket som en stabiliseringsstrategi for å unngå side til side bevegelse på beltet på tredemøllen.

Wank, Frick, Schmidtbleicher (1998) beskriver flere ulikheter mellom løp på tredemølle og løp på flatt underlag. Det var redusert steglengde, kortere kontakttid, mindre vinkel mellom sko og underlag ved fotkontakt og økt foroverlening av overkropp på tredemølle i forhold til løp på flatt underlag.

De fleste studiene har små utvalg som kan ha påvirket resultatene. Undersøkellesmetodikk, kjønn, alder på forsøkspersoner, kvalitet på tredemølle, type sko, og erfaring med mølle er også faktorer som kan påvirke resultatene. I noen studier Lee, Hilder (2008), Riley et. al. (2008) er det også påvist at beltet på tredemøllen får en reduksjon av hastighet ved helkontakt. Dette tror man kan ha påvirkning på noen av parametrene som ble undersøkt.

1.4. Reaksjonskrefter fra underlaget (Ground reaction force)

Mekanisk belastning med vektbærende aktivitet kan måles med kraftplattform som reaksjonskrefter fra underlaget (GRF). Reaksjonskreftene fra underlaget vil variere avhengig av aktivitet, og ved gange/jogg vil kreftene øke i takt med hastigheten.

Kreftene som virker under standfasen varierer med retning på kraften, og Kato, Chao, Laugman, Schneider, Morrey (1983) beskriver GRF til å være gjennomsnittlig 110%, 15% og 10% av kroppsvekt i hhv. vertikal, anterior og medial retning under normal gange.

White, Yack, Tucker, Lin (1998) undersøkte GRF mellom gange på tredemølle og gang på flatt underlag. 24 testpersoner gikk på tre ulike hastigheter; langsom (1,03-1,05m/s), moderat (1,40-1,44 m/s) og hurtig (1,65-1,71 m/s). Mønsteret for reaksjonskreftene var like, mens det var signifikant større vertikale krefter ved midtfot og avsett for moderat og hurtig hastighet.

Bus (2003) sammenlignet forskjeller i GRP på yngre (20-35 år) og eldre (55-65 år) menn. De eldre løperne hadde signifikant større knefleksjon ved helisett og totalt sett mindre fleksjon-ekstensjons bevegelsesutsag. Ved en hastighet på 3,3 m/s hadde de eldste mennene signifikant større vertikale krefter med 1,91x kroppsvekt vs. 1,70 x kroppsvekt for de yngste.

Nilsson, Thostensson (1989) undersøkte GRF ved gange og løp i forhold til type av fotisett. Tolv forsøkspersoner gikk 1,0-3,0 m/s og løp 3,5-6 m/s, seks personer var "helløpere" og seks var "tåløpere". Den vertikale kraften økte fra 1,0-1,5 x kroppsvekt ved gange opp til 2,0-2,9 x kroppsvekt ved løp.

I løp var det vertikale kraftmomentet størst ved helsisett for helløpere, dette var ikke tilfellet for tåløperne. Den mediolaterale kraften i isettet hadde en lateral retning for helløperne, mens kraften var medial rettet for tåløperne.

Totalt sett vil GRF øke ved stigende hastighet. Økende alder vil øke GRF noe som indikerer en lavere støtabsorberingskapasitet. Både fottype, landing på forfot eller hel kan påvirke både total GRF og retning på kreftene. I hvilken grad dette vil påvirke tibiartasjon er ikke klart, bortsett fra at økende hastighet trolig vil gi økt tibiabevegelse.

1.5. Fot og leggbiomekanikk ved gange og jogg

Anatomi

Fotleddet kan anatomisk deles opp i

a) Ankelleddet, art. talocruralis (fig. 2) med bevegelsene plantarfleksjon (0-60°) og dorsalfleksjon (0-20°). Leddet består av knoklene tibia, fibula og talus (fig. 2.) (Michaud 1997).

b) Nedre ankelledd, art. subtalaris med bevegelsene inversjon (0-35°) og eversjon (0-15°). Leddet består av knoklene talus, calcaneus og naviculare (fig 2).

c) Leddene mellom fotrotsknoklene, art. intertarseae som har små glidebevegelser. (Bojsen-Møller 1997).

d) Ledd mellom distal rekke av fotrotsknokler og mellomfotsknokler, art. tarsometatarsae som har små glidebevegelser. (Bojsen-Møller 1997).

Akser/bevegelser

I ankelleddet vil bevegelsene foregå som følger (fig. 3.):

Adduksjon/abduksjon i longitudinell akse

Dorsal/palmarfleksjon i sagittal akse

Eversjon/inversjon i frontalakse

For tibia vil bevegelsene foregå som følger (fig 7.):

Fleksjon/ekstensjon i frontal akse

Eversjon/inversjon i frontalakse

Rotasjon i longitudinell akse

Pronasjon og supinasjon er kombinasjonsbevegelser der pronasjon er calcaneal eversjon, midttarsal abduksjon, talocrural dorsalfleksjon, og en bunden inadrotasjon av tibia. Supinasjon er calcaneal inversjon, midttarsal adduksjon talocrural plantarfleksjon og en bunden utadrotasjon av tibia. (Bojsen-Møller 1997).

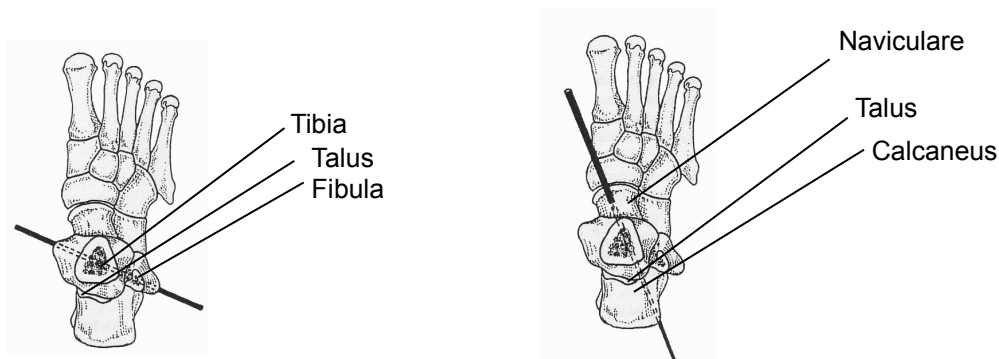


Fig. 2. Art. talocrularis og art. subtalaris med akser (Fra Michaud 1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).

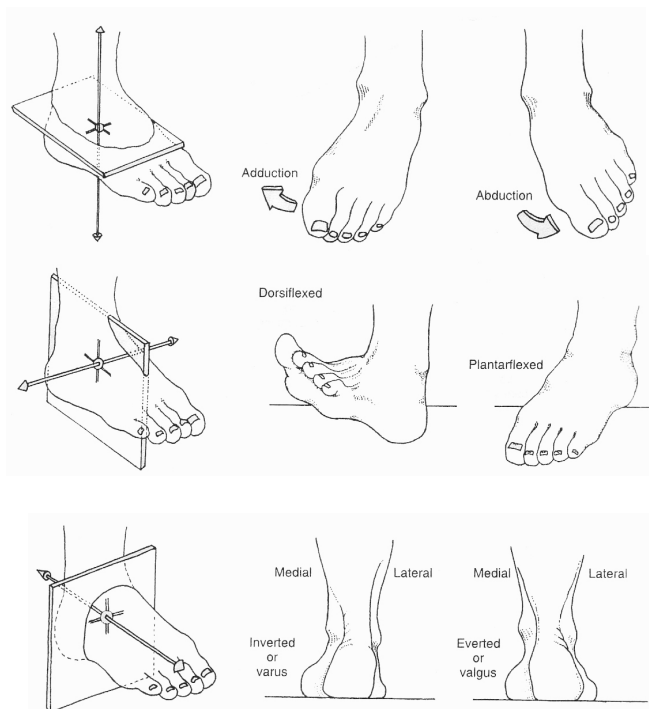


Fig.3. Akser og bevegelser i ankelleddet (Fra Michaud 1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).

I avsnitt 1.2. ble et fotisett delt inn i helisett, midtfot og avsett. Fasene blir ved gange oppgitt til å være 27% fra helisett til midtfot, 40% fra midtfot til avsett og 33% tå avsett (Scranton 1980). I forhold til tibiartasjon er det i starten av et helisett det teoretisk kan skje størst bevegelse. Tåavsett fasen vil derfor ikke bli beskrevet nærmere.

Ved fotisettet er ankelleddet lett dorsalflektert og subtalarleddet lett supinert. I løpet av kontaktperioden vil både GRF og krefter fra bekken, hofta og kne som roterer innover, påvirke foten til å plantarflektere i ankelleddet og pronere i subtalarleddet. Normalt sett vil subtalarleddet kun pronere i standfasen der det blir oppgitt normal pronasjon mellom 0 og 15° (Bojsen-Møller 1997).

Pronasjonen i subtalarleddet er både direkte og indirekte ansvarlig for støtdemping. Et avvik fra normal pronasjon vil kunne føre til patologisk stress i både legg, lår, bekken og korsrygg (Root, Orion, Weed 1977).

Subtalarleddet er i stand til å dempe kreftene i fotisettet, primært fordi talus beveges mot en addusert og plantarflektert posisjon i det subtalarleddet pronerer (Michaud 1997). Disse to bevegelsene bidrar til støtdemping via to mekanismer. Talar plantarfleksjon bidrar til støtabsorpsjon pga. talus bevegelse (fig. 4.) Subtalar pronasjon bidrar også indirekte til støtabsorbering siden adduksjon av talus innadroterer tibia slik at kneet kan flekteres, og dermed kan quadriceps bidra til å redusere kreftene i distal retning (Michaud 1997).

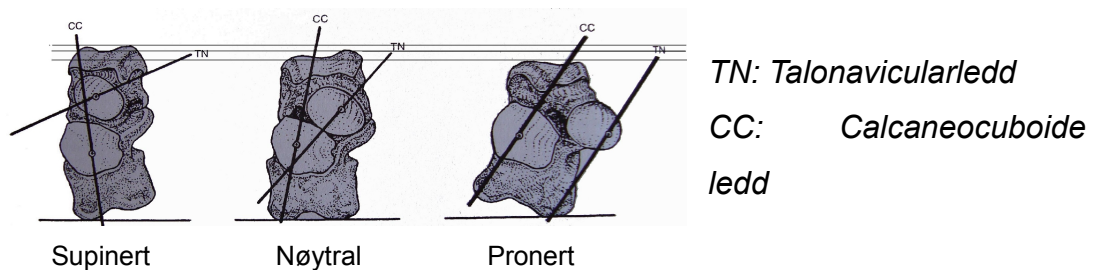


Fig. 4. Høyre talus og calcaneus anteriort angitt med akser i supinert, nøytral og pronert stilling. Graden av støtdemping er angitt som horisontale linjer ved de ulike stillingene. (Fra Michaud 1997. Gjengitt med tillatelse fra forfatter).

Subtalar pronasjon bidrar også til økt bevegelse i midttarsalleddene pga. endringen av akser i talonavicular og calcaneocuboid ledd. Endring av akser mot parallell retning bidrar til mer effektiv støtdemping, og Phillips, Phillips (1983) fant at endringen av akser førte til økning av bevegelsen i midttarsalleddene på 11°.

1.5.1. Måling av fotbue

Det finnes overordnet tre typer av føtter (Michaud 1997). Pes cavus (hulfot), med økt lengdebue, pes planus (plattfot) med avflatet lengdebue og normal fot.

Type fot er forbundet med mobiliteten/rigiditeten i foten (Ledoux, Schofer, Ahroni, Smith, Sangeorzan, Boyko 2003), der pes cavus forbindes med en rigid hypomobil fot, mens pes planus forbindes med hypermobil fot med tendens til hyperpronasjon. For å klassifisere fottype og hyperpronasjon blir det benyttet ulike målemetoder, der navicularedrop og «arch height» er de to vanligste metodene i klinisk praksis.

Navicularedrop er definert som avstand fra tuberositas naviculare mellom sittende ubelastet fot til stående stilling (fig. 5.). (Mueller, Host, Norton 1993).

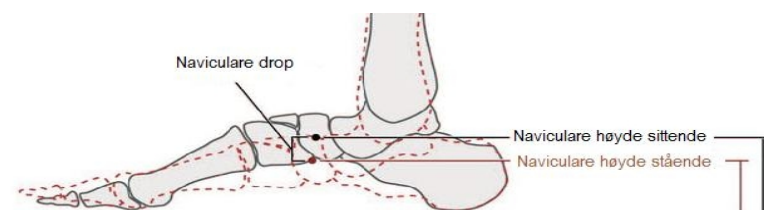


Fig. 5. Skjematisk illustrasjon av navicularedrop.

Det finnes ikke en entydig definisjon på hva et abnormt navicularedrop er, men både 10,12 og 15mm er foreslått som abnormt (Menz 1988). Brody (1982) angir under 10mm som normalt og over 15mm som abnormt. Han beskriver ikke forsøkspersonene (antall, alder, kjønn, fottype), slik at det kan diskuteres om Brody kan angi et standardmål for et normalt/unormalt navicular drop. Reliabiliteten til testen er blitt undersøkt, og den blir oppgitt til å være moderat til god (Mueller et.al. 1993, Sell, Verity, Worrell, Pease, Wigglesworth 1994, Vinicombe, Raspovic, Menz 2001). Men om testen kan si noe om navicularedrop ved gange og løp er usikkert (Christensen, Okholm, Jensen 2006).

Svanghøyden (Arch height) blir definert som høyeste punkt under fotbuen i stående stilling (fig. 6).



Fig. 6. Svanghøyde (blå pil) og eksempel på normal, stor og liten svanghøyde.

Både validiteten og reliabiliteten til test av svanghøyde er blitt undersøkt, og vurderes fra dårlig til moderat (Williams, McClay, Hamill, Buchanan 2000, Cashmere, Smith, Hunt 1999, Menz 1998, Weiner-Olgvie, Rome 1998). Bløtdelene i foten har store interpersonelle variasjoner slik at det er manglende korrelasjon mellom kliniske og radiografiske målinger av arch height. Testen sier heller ikke noe om den dynamiske funksjonen til foten.

1.5.2. Eversjon/tibia innoverrotasjon ratio, EV/TIR ratio

EV/TIR ratio betyr sammenheng mellom eversjon og tibiartasjon. Svanghøyden blir ofte forbundet med økt eversjon og pronasjon, der en høy EV/TIR ratio har sammenheng med lav fotbue og økt eversjonsbevegelse, og lav EV/TIR ratio har sammenheng med høy fotbue og økt tibiabevegelse.

Det betyr at høy fotbue kan medføre økt TIR som betyr lavere EV/TIR ratio og økt risiko for knesmerter, motsatt kan lav fotbue medføre høyere EV/TIR ratio og økt risiko for fotsmerter (Nawoczanski, Saltzman, Cook 1998, Nigg, Cole, Nachbauer 1993).

Det er ikke enighet i litteraturen i hvilken grad arch height påvirker eversjon. Nigg et. al. (1993) fant at svanghøyden ikke påvirket eversjon og tibiartasjon i standfasen, og at kun 27% av variasjonen i EV/TIR ratio kunne forklares med svanghøyden.

I idrettsmedisinske miljøer som tilpasser såler er det en utbredt oppfatning at eversjon i art. subtalaris fører til en bunden innoverrotasjon av tibia. Det tror man gir økt risiko for skader. Hintermann, Nigg (1998) angir at personer med skader typisk har 2-4° økt pronasjon i forhold til ikke skadede, men mellom 40-50% av løpere med økt pronasjon har ikke belastningsskader.

Undersøkelser (Hintermann, Nigg 1994) der sammenhengen mellom eversjon og tibia innoverrotasjon er beskrevet, oppgir at mellom 14 og 66% av eversjonen vil påvirke innoverrotasjonen av tibia. Det betyr at ved en eversjon på 18° vil det kunne påvirke tibiartasjonen alt fra 2-3° til 11-12°.

Som motsats fant Nawoczenski et. al. (1998) at radiologisk bestemt svanghøyde var signifikant relatert til EV/TIR ratio. Løpere med lav fotbue hadde en høyere EV/TIR ratio, mens løpere med høy fotbue hadde større tibiartasjon og lavere EV/TIR ratio.

Williams et. al. (2001) fant at løpere med lav fotbue hadde økt eversjonsbevegelse/hastighet og en høy EV/TIR ratio, noe som førte til en høyere insidens av knesmerter. Løpere med høy fotbue hadde økt vertikalt moment i forhold til løpere med lav fotbue, noe som ga økt insidens av fotsmerter

1.5.3. Pronasjon, navicularedrop, tibiartasjon

I Norge blir naviculare drop eller Feiss linjen, benyttet som måleparameter for å tilpasse såler både i Supersole og Finsole konseptet¹. Man antar da at det er en sammenheng mellom naviculare drop og pronasjon.

Det er ikke tilstrekkelig undersøkt om det er en sammenheng mellom statisk og dynamisk naviculare drop, men et dansk bachelorprosjekt (Christiansen, Okholm, Jensen 2006) konkluderer med at naviculare drop testen neppe kan brukes som et uttrykk for droppet under gange, men at statisk måling kan brukes til å beskrive graden av pronasjon ved gange.

Flere studier (Snook 2001, Mentz 1998, Muller et.al. 1993) beskriver navicularedrop som en god måleparameter for pronasjon.

Det er også studier som beskriver sammenhengen mellom pronasjon og tibiartasjon (Cornwall, McPoil 1995, Bates, Osternig, Mason, James 1979, Beckett, Massie, Bowers, Stoll 1992). Sammenhengen mellom pronasjon og rotasjon av tibia og femur er undersøkt av Reischl, Powers, Rao, Perry (1999), som fant at graden av pronasjon ikke hadde en direkte sammenheng med graden av tibia/ femur rotasjon. Han konkluderer med at sammenhengen mellom pronasjon og rotasjon av tibia/femur bør undersøkes på individuell basis.

¹ Supersolekurs + Redcord T2 kurs

Økt pronasjon har blant løpere og trenere blitt oppfattet som en risikofaktor for belastningsskader.

Flere studier (Stanish 1984, Walther, Hart, McIntosh, Sutton 1989) har undersøkt sammenhengen mellom økt pronasjon og skader, men de har ikke klart å vise en klar sammenheng. Lun, Meeuwisse, Stergiou, Stefanyshyn (2004) undersøkte om statiske biomekaniske faktorer i foten kunne forklare løpsskader blant 78 maratonløpere, men fant ingen sammenheng bortsett fra patellafemorale smerter. I løp kan overpronasjon være forklaringen på noen av skadene (Clement, Taunton, Smart 1981, James, Bates, Osternig 1978), og (Clanton 1992) antar at ca 10% av løpsskadene kan forklares av overpronasjon.

Andre studier (Razeghi, Batt 2000, Hintermann, Nigg 1998, Heil 1992) oppfatter hyperpronasjonens påvirkning på tibiarotasjonen som en biomekanisk forklaring som kan relateres til belastningsskader.

1.5.4. Proximale og distale krefter, tibiarotasjon

Antagelsen om at tibiarotasjon er en konsekvens av fotens bevegelser har det blitt stilt spørsmålsteget ved, siden bruk av ortoser ikke viser entydige resultater. Cornwall, McPoil (1995) beskriver at effekten av ortoser har stor intersubjektiv variabilitet. Eng, Pierrynowski (1994) beskriver at effekten av ortoser er avhengig av aktiviteten som blir bedrevet. Mens Lafortune, Cavanagh, Sommer, Kalenak (1994) fant at manglende sammenheng mellom endringer i tibiarotasjon basert på ortoser, ikke korrelerte med endringer i innadrotasjon av kneleddet.

Siden fotortoser ikke reduserer smerter hos alle, er det blitt undersøkt om tibiarotasjon kan være forårsaket av proximale krefter og at foten dermed følger tibias bevegelse. Bellchamber, van den Bogert (2000) har undersøkt bidrag av proximale og distale krefters momenter til tibiarotasjon ved gange og løp på 20 friske forsøkspersoner. Vinkelhastighet og kraftmoment i forhold til tibia ble kalkulert for å kvantifisere kraften fra fot til tibia.

Proksimal kontroll var indikert med vinkelhastighet i motsatt retning av kraftmomentet, mens distal kontroll var indikert med vinkelhastighet i samme retning som kraftmomentet. Konklusjonen fra denne studien var at proksimale krefter bidro til tibiartasjon ved gange, mens det ved løping hovedsakelig var distale krefter fra foten som påvirket tibiartasjonen.

1.6. Muskulære faktorer, støtdemping, pronasjon, tibiartasjon

Passive strukturer har en mye større andel i stabilisering og støtdemping i subtalarleddet i forhold til muskulatur. Mann (1982) beskriver at muskulatur har en relativt insignifikant rolle i forhold for å begrense subtalar pronasjon. Muskulatur kan være med på å bremse akselerasjonen rett etter helisett, og eksentrisk kontraksjon av m. tibialis anterior påvirker forfoten i longitudinell akse i tarsalleddene.

Eksentrisk kontraksjon av m. extensor digitorum longus og m. peroneus tertius, pronerer forfoten omkring en skrå akse i tarsalleddene (Michaud 1997).

I hvilken grad reduksjon av akselerasjon i forfoten påvirker subtalarleddet er uklart, men siden krefter starter distalt i fotisettet er det lite trolig at proksimale muskulære faktorer kan påvirke distale krefter.

Ved helisett er det aktivitet i m. peroneus longus og m. tibialis anterior for å stabilisere talocruralleddet, men dette vil ikke påvirke subtalarleddet. M. tibialis posterior er den viktigste muskelen for å stabilisere subtalarleddet mot overpronasjon og det stilles store mekaniske krav til denne muskelen (Delmi, Kurt, Meyer, Hoffmeyer 1995).

M. tibialis posterior har en viktig funksjon mht. inversjon og planterfleksjon av foten, og den gir en dynamisk støtte til foten som bidrar til å opprettholde lengdebuen under gang og løp (Rattanaprasert, Smith, Sullivan, Gilleard 1999). Dysfunksjon av m. tibialis posterior vil kunne føre til mangelfull støtte av naviculare, dette kan føre til en forlengelse av vevet, tap av lengdebuen og dermed en økt pronasjon (Niki, Ching, Kiser, Sangerorzan 2001).

Fotsålels muskulatur kan være med på å opprettholde lengdebuen og Headlee, Leonard, Hart, Ingersoll, Hertel (2008) fant at naviculare drop minsket signifikant etter isometrisk trening av fotsålels muskulatur. Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo, Horodyski (2003) fant at injeksjon (lidocaine) av n. tibialis posterior/inferiort for mediale malleol signifikant reduserte muskelaktiviteten og naviculare drop økte signifikant.

Cornwall, McPoil (1994) undersøkte i hvilken grad m. tibialis anterior påvirket foten under gange. 23 føtter ble fordelt i to grupper definert som tidlig pronasjon og sen pronasjon. Det var signifikant forskjell i tiden til minimal m. tibialis anterior aktivitet målt med EMG der gruppen med tidlig pronasjon nådde maksimal pronasjon i løpet av de første 20% av standfasen. Gruppe med sen pronasjon nådde maksimal pronasjon i løpet av de første 40% av standfasen.

1.7. Eksterne påvirkningsfaktorer for fot og leggbiomekanikk

1.7.1. Sko: pronasjon og tibiartasjon

I løpet av de siste 10 årene har det blitt vanlig å teste fotstatus til kjøpere av løpesko. Mange forhandlere har startet med å benytte både speilkasse og løp på tredemølle for å vurdere fotbuen og løpssettet med vekt på pronasjon.

Mange produsenter av løpesko har også egne pronasjonssko både til kvinner og menn.

Cornwall, McPoil (1995) undersøkte sammenhengen mellom bevegelse av bakfoten og tibiartasjon ved gange og fant en korrelasjon på 0,953. Han undersøkte også effekten av sko og ortoser på tibiartasjon, og fant at tibiartasjonen ble redusert ved bruk av sko og ortoser. Forfatteren konkluderer med at tibiartasjon kan være nyttig for å vurdere effekten av sko og ortoser.

McNair, Marshall (1994) undersøkte kinetiske og kinematiske forskjeller i løp mellom tre ulike såletyper og barfotløping. Han fant ikke signifikante endringer mellom ulike såletyper, men signifikante forskjeller mellom sko og barfotløping i parametrene peak tibia akselerasjon og tid til peak akselerasjon.

Flere studier (Butler, Hamill, Davis 2007, Cheung, Ng 2008, McKenzie, Clement, Taunton 1985, Hintermann, Nigg 1998) anbefaler sko tilpasset foten med tanke på pronasjon.

En relativt ny studie (Richards, Magin, Callister 2009) konkluderer med at anbefalingen av pronasjonssko til løpere basert på individuell fottype ikke er evidensbasert.

1.7.2. Såler: pronasjon og tibiartasjon

Fotortoser blir kategorisert i tre typer; rigid, semirigid og myk (Eng, 1994). I supersolekonseptet klassifiseres ofte fotortoser i ikke-dynamiske fotortoser og dynamiske fotortoser. Ortopedteknikerne lager rigide ikke dynamiske fotortoser, men fysioterapeuter i Supersole/Finsolekonseptet lager semirigide dynamiske fotortoser. Forskjellen er bl.a. at rigide fotortoser fyller ut lengdebuen og ikke tillater bevegelse i lengdebuen. Semirigide fotortoser prøver bl.a. å få foten i "korrekt" startstilling, tillater pronasjon, og styrer naviculares drop. En av hensiktene med semirigide fotortoser er å stimulere til mer aktivt muskelbruk, evt. påvirke reflekser (Supersole kursmateriale).

McPoil, Cornwall (2000) undersøkte dynamiske og statiske fotortosers effekt på transversell tibiartasjon under tredemølløp. 10 forsøkspersoner med bakfotsdeformitet som kunne ha nytte av fotortose, deltok i studien. Maksimal tibiartasjon var lik ved barfotløp og sko uten fotortoser. Det var signifikant mindre tibiartasjon med fotortoser, men ingen forskjell på dynamiske og ikke-dynamiske fotortoser. Maksimal tibiartasjon var lik ved barfotløp og sko uten fotortoser, og signifikant mindre ved fotortoser, men ingen forskjell på dynamiske og ikke-dynamiske fotortoser.

Genova, Gross (2000) undersøkte effekten av fotortoser på calcaneus eversjon i stående stilling og under tredemølløp. 13 forsøkspersoner med abnormal pronasjon deltok i studien. Calcaneus eversjon var signifikant større ved barfot ståstilling, i forhold til stående stilling i sko med og uten fotortoser. Fotortoser reduserte calcaneus eversjonsvinkel med $2,1^\circ$ under rask tredemølløp.

Gross et. al. (1991) foretok en spørreundersøkelse blant 500 langdistanseløpere som benyttet eller hadde benyttet fotortoser som et ledd i behandling av symptomer i underekstremiteten. Svarprosenten var 69,2% og 75% av de som svarte rapporterte total eller god forbedring av symptomer, 90 % av brukerne fortsatte å bruke fotortosen etter symptomfrihet. 63% av fotortosene var dynamiske. De vanligste diagnosene var overpronasjon (31,1%), plantar fasciit (20,7%), achilles tendinitt/ose (18,5%), benlengdeforskjell (13,5%), PFSS (12,6%).

Det er flere problemer i forhold til studiene av effekt av fotortoser. Generelt er det for få forsøkspersoner til å generalisere, det er ikke kontrollgruppe i studiene, og definisjon av begreper er ikke entydige.

Landorf, Keenan (1998) beskriver også at selv om litteraturen viser en generell positiv effekt av såler, er kvalitetene på studiene ikke god nok til å skape et solid vitenskapelig grunnlag til spesifikk bruk av innleggssåler.

Ball, Afheldt (2002) beskriver også at mekanismene bak årsakene til virkningene av innleggssåler er manglende, og at det teoretiske grunnlaget til anbefaling av innleggssåler mangler.

1.7.3. Tibiarotasjon i andre studier

Studien til McPoil, Cornwall (2000) også nevnt i 1.7.2. undersøkte dynamiske og statiske fotortosers effekt på transversell tibiarotasjon under tredemølle gange. 10 forsøkspersoner med bakfotsdeformitet som kunne ha nytte av fotortose, deltok i studien. Maksimal tibiarotasjon var lik ved barfotgange og sko uten fotortoser ($10,7^{\circ} \pm 3,6^{\circ} / 11,7^{\circ} \pm 4,9^{\circ}$). Det var signifikant mindre tibiarotasjon med fotortoser, men ingen forskjell på dynamiske og ikke-dynamiske fotortoser ($8,4^{\circ} \pm 3,9^{\circ} / 8,8^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$). Maksimal tibiarotasjon var lik ved barfotgange og sko uten fotortoser, og signifikant mindre ved fotortoser, men ingen forskjell på dynamiske og ikke-dynamiske fotortoser.

Bellchamber, van den Bogert (2000) fant at tibiartotasjon ved løp på 4ms med løpesko var $15^{\circ} \pm 4^{\circ}$. Denne studien benyttet 3D kamera og det var 20 friske forsøkspersoner.

Eslami, Begon, Farahpour Allard (2007) undersøkte tibiartotasjon med 3D kamera, med bl.a. forskjellen med og uten sko for 16 friske menn som løp med en hastighet på 170 steg /min. Det var ikke forskjell på tibiartotasjon med og uten sko, og de fant $4,1^{\circ}(2,0)$ sd uten sko, og $4,0^{\circ}(2,0)$ sd med sko.

Digby, Lake, Lees (2005) fant en gjennomsnittlig tibiartotasjon på $15,4^{\circ} \pm 3,3^{\circ}$. I denne undersøkelsen løp 9 menn med en hastighet på 3,5m/s. Denne studien benyttet også 3D kamera.

Reischl et.al. (1999) undersøkte bl.a. sammenhengen mellom pronasjon og tibiartotasjon på 30 forsøkspersoner med 3D kamera. Forsøkspersonene gikk uten sko med selvvalgt hastighet. De fant at tibiartotasjon var $3.7 \pm 2,1^{\circ}$ ($0,1^{\circ}$ - $8,2^{\circ}$, min-max).

Lovett (2006) benyttet 3D kamera og fant en gjennomsnittlig tibiartotasjon på $6,0^{\circ}$ ($3,7^{\circ}$ - $10,3^{\circ}$ min-maks) til 10 forsøkspersoner som gikk med en hastighet på 3 km/t. Gjennomsnittlig tid til maksimal tibiartotasjon var 0,1s ($0,08$ s- $0,16$ s).

I teorien skulle man tro at:

- a) Økt hastighet gir økt tibiartotasjon (biomekanikk)
- b) Bruk av sko gir mindre tibiartotasjon (skoprodusentene)
- c) Bruk av fotortoser gir mindre tibiartotasjon (såleforhandlere)

Basert på studiene over ser vi at tibiartotasjon varierer fra 3° til 10° ved gange, og fra 4° til 15° ved løp. Det er også små forskjeller med og uten sko, og med uten ortoser.

Totalt sett er det ikke enighet i litteraturen i hvilken grad hastighet, sko eller ortoser påvirker tibiartotasjon. Dette kan kanskje forklares ut fra ulik metodikk og tolking av data. Jeg har heller ikke funnet noen studier som sammenligner flere hastigheter på både gange og løp med og uten sko.

1.7.4. Undersøkelser med akselerometer montert på tibia

Morris (1973) benyttet 5 akselerometere montert på en ca. 15 cm lang pleksiglassplate som ble festet på anterior-medialflaten av tibia, med en tilpasset plastaxone cast. Det er ikke beskrevet hvor mange personer som inngikk i studien, hastighet og sko er heller ikke beskrevet. Studien målte ikke rotasjoner, fordi slike målinger i følge forfatteren er relativt små og hadde krevet en større plate for å få gode målinger. Studien målte vinkelhastighet, akselerasjon, hastighet og posisjon, men beskrivelsen av data og grafiske kurver har relativt dårlig presisjon og forklaring, og er dermed komplisert å tolke bortsett fra generelle prinsipper.

Light, McLellan, Klenerman (1980) festet akselerometeret med pin i tibia 4 og 6 cm distalt for tuberositas tibiae. I denne studien var det en forsøksperson som gikk uten sko, og med sko med god og dårlig demping. Ganghastighet er ikke beskrevet. Studien målte kun akselerasjoner under barfotgange og ulike skotyper. Data og grafiske kurver er også i denne studien kun skjematiske.

Willemsen, van Alsté, Boom (1990) benyttet 8 uniaxial akselerometere plassert parvis på nedre legg, øvre legg, nedre lår og øvre lår. Akselerometerne ble festet til PVC støtte som ble fiksert med Velco straps. Studien målte kun knevinkel under ulike betingelser som stå, reise seg, sette seg, gange pendelbevegelse. I undersøkelsen ble det benyttet en forsøksperson som gikk med normale sko.

Henning, Lafortune (1991) benyttet akselerometer festet på enden av en Steinman pin som ble festet til tibia 5 cm fra laterale epicondyl, 3 cm under proksimale leddlinje. Det var 6 forsøkspersoner som løp med en hastighet på 4,5m/s og løpesko. Studien målte vertikale reaksjonskrefter fra underlaget (GRF) og aksiale akselerasjoner.

Lafortune, Lake, Henning (1995) benyttet også intra corticale traksjon pin festet på samme sted som i studien til Henning, Lafortune (1991). Studien hadde 5 forsøkspersoner som løp med en hastighet på 4,5 m/s med løpesko.

Denne studien målte også reaksjonskrefter fra underlaget (GRF) og aksiale akselerasjoner.

Gill, O'Connor, (2003) festet akselerometeret med en ankelcuff og velcro strips like over høyre laterale malleol. Tolv forsøkspersoner ble benyttet, og de gikk uten sko i normal gangfart. Studien målte kun lineære akselerasjoner i ankelen.

Totalt sett har jeg ikke funnet noen studier som har målt tibiartasjon, derimot er akselerasjoner beskrevet med kurver.

1.8. Akselerometri, kinematisk sensor

Måling av biomekaniske parametere i klinisk forskning er alltid en utfordring. Et poeng er at bevegelser skal foregå naturlig. Andre faktorer som kan være begrensende er at metodene kan være komplisert å bruke, er meget tidskrevende, krever spesialisert utstyr/standardisert laboratoriemessig oppsett, dessuten kan subjektiv klinisk observasjon være en usikker faktor.

I en oversiktsartikkel om metoder for måling av tibiartasjon (Eyadah, Ivanova 2001) oppgis det at det ikke finnes en allmenn akseptert metode.

Mekaniske metoder med tropometer er som regel ikke aktuelt i in vivo studier pga. etisk og smertemessig problematikk. Røntgen eller CT blir også beskrevet i denne oversiktsartikkelen, men det er ikke spesielt anvendelig i klinisk forskning der man undersøker naturlige bevegelser i dynamiske sekvenser.

Det finnes ingen gullstandard for måling av tibiartasjon, men akselerometer er en anerkjent metode som blir benyttet til analyse av bevegelser i gangundersøkelser (Kavanagh, Menz 2008, Moe-Nilssen 1998a).

Et akselerometer kan benyttes til å måle ulike bevegelsesmessige parametre, instrumentet er relativt lite, har liten vekt og vil derfor ikke påvirke bevegelser i noen særlig grad siden det er fiksert til kroppen og tillater fri bevegelse.

Et akselerometer er derfor et praktisk instrument som kan måle bevegelser i naturlig utførelse til en lav pris.

Det finnes ulike typer av akselerometer, og hovedprinsippet er et mass spring system som baseres på Hookes lov ($F=kx$) der F er kraften, k er fjærkonstanten, og x er strekning ut fra hvilestilling, og Newtons 2. lov ($F=ma$) der F er kraft, m er masse, og a akselerasjon. Dette betyr at når massen og stivheten er kontrollert vil akselerasjonen være $a=kx/m$ (Kavanagh, Menz 2008). Prinsippet er en frittstående stang med et lodd og elektronikk for måling av forskyvelse, der loddet blir beveget bort fra nøytralposisjon under påvirkning av tyngdekraften eller akselerasjon.

Lokal gravitasjon vil forskyve målingene fra et akselerometer, noe som betyr at når akselerometeret hviler på underlaget vil det vise $9,81 \text{ ms}^{-2}$ i den vertikaleaksen (Kavanagh, Menz 2008). Ved måling av bevegelse må denne forskyvningen trekkes fra. Dette betyr at akselerasjoner i horisontal retning måles direkte, mens ved fritt fall vil akselerasjonen være null.

Jeg benytter en kinematisk sensor i denne studien. Det er en videreutvikling av et akselerometer som også måler vinkler og vinkelhastighet. Kinematiske sensorer blir benyttet på samme måte som akselerometer, og det finnes flere studier som benytter apparatet til analyse av bevegelse i naturlige situasjoner (Goodvin, Park, Huang, Sakaki 2006, Favre, Jolles, Aissaoui, Aminian 2008).

1.9. Problemstillinger

I introduksjonen har jeg kort beskrevet gange og jogg satt inn i en større sammenheng. Gangsyklusens faser er et poeng der standfasen er det interessante i forhold til mekanisk belastning. Jeg har også kort skrevet litt om hvordan biomekanikk, muskulære faktorer og eksterne faktorer som sko og såler kan påvirke tibiartasjonen.

Gange og jogg på tredemølle har mange fellestrekk med tilsvarende på flatt underlag, og vil trolig ikke påvirke tibiartasjonen i særlig grad.

Det er ikke enighet i litteraturen i hvilken grad ulike faktorer kan påvirke tibiartotasjonen. Det gjelder både fottype, fotsett på hel eller midtfot/tå, graden av pronasjon, navicularedrop, muskulær aktivitet, og effekt av sko/såler.

Hvilke metoder som benyttes til å måle tibiartotasjon og standardisering av metodene er heller ikke etablert. Det er derfor mange grunnleggende spørsmål som ikke er besvart, men disse spørsmålene faller utenfor rammen av denne studien.

Hensikten med denne studien er å undersøke om en kroppsbåren kinematisk sensor kan benyttes til å måle tibiartotasjonen under standardiserte betingelser ved gange og jogg med og uten sko på ulike hastigheter.

- Hvordan er reliabiliteten ved måling av tibiartotasjon med en kinematisk sensor?
- Sekundært vil det bli undersøkt om hvilken forskjell det er på tibiartotasjon
 - ved ulike hastigheter.
 - mellom gange og jogg.
 - mellom gange og jogg med og uten sko.

2. METODE

2.1. Design

I denne studien er hensikten å evaluere et måleinstrument, der både validitet og reliabilitet eller repeterbarhet skal undersøkes. Et cross sectional design (tverrsnittsundersøkelse) vil bli benyttet til å besvare problemstillingen. Polit, Beck (2004) definerer dette designet som «a study design in which data are collected at one point in time» Tverrsnittsundersøkelse er hensiktsmessig for å beskrive status for et fenomen eller til å beskrive sammenheng mellom fenomen på et gitt tidspunkt (Polit, Beck 2004).

Ved reliabilitetstesting er test-retest en egnet metode. I denne studien vil friske forsøkspersoner gå/jogge på tredemølle ved ulike hastigheter, med og uten sko. Hensikten er å undersøke likheter/forskjeller mellom målinger for hver forsøksperson. Forskjeller mellom forsøkspersonene, med og uten sko, og mellom ulike hastigheter er ikke hovedhensikten med denne studien.

Siden måling av tibiartasjon med kinematisk sensor ikke var gjort tidligere, ble det forut for testingen foretatt en liten pilottest. Konklusjonen fra pilottesten var at det var mulig å gå videre og videreutvikle testmetodikken.

2.2. Utvalg

For å delta i denne studien måtte forsøkspersonene være i akseptabel form uten skader og smerter i fot, ankel, legg og kne, og være istand til å jogge uanstrengt med en hastighet på 9 km/t. Eksklusjonskriterier var medfødte fotdeformiteter, diagnoser relatert til nevrologiske eller reumatologiske lidelser, diabetes, og obesitas. Ved å benytte disse kriteriene vil muligheten til å få resultater der biomekanikken ved gange/jogg kan være påvirket av diagnose, fotfeilstilling eller overvekt bli redusert.

Fire forsøkspersoner ble invitert og aksepterte å delta i studien. Siden dette er en metodestudie for utprøving av et instrument ble det ikke vektlagt å ha forsøkspersoner med ulik alder og kjønn.

De inkluderte forsøkspersonene ble informert om studiens hensikt både muntlig og skriftlig om bakgrunn, hensikt, hva studien innebar, risiko, fordeler og ulemper ved testingen, og hvordan dataene ble behandlet. Det ble også informert om at de kunne trekke seg fra studien uten å angi årsak.

Det ble ikke lagt vekt på å skjule hensikten med prosjektet slik at effekten av forventning kunne bli redusert. Ingen data bortsett fra alder og skostørrelse ble innsamlet. Fire menn deltok i studien, alle var i god form og hadde løpt på tredemølle tidligere. Alle var fysisk aktive på fritiden og normalvektige visuelt bedømt. Skotype var valgfritt og tre av forsøkspersonene hadde hverdagssko, og en forsøksperson hadde joggesko.

Tabell 1. Deskriptive data til de 4 forsøkspersonene (TP).

	Gjennomsnitt	SD	Maks	Min
Alder	38	20,2	65	22
Skostørrelse	43	1,4	45	43

Forsøkspersonene ble bedt om å underskrive informert samtykke i sammenheng med testingen. Studien ble utført i henhold til helsinkideklarasjonen og forskningsprotokollen var godkjent av Regional etisk komite (REK) og Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste (se vedlegg 2 og 3).

2.3. Testutstyr og datatolkning

En MTx kinematisk sensor (Xsens Technologies B.V.) ble benyttet til å måle akselerasjoner og orientering langs tre ortogonale akser. Sensoren på 30 gram med målene 38x53x21 mm ble festet med en neoprenortose på høyre tibia ca. 2/3 avstand mellom mediale malleol og tuberositas tibiae (fig. 8.) og var forbundet med en batteridrevet blåttansender på 200 gram som ble lagt i bukselommen til TP. Data ble overført i sanntid til PC. Tilsvarende plassering er tidligere benyttet til å måle rotasjoner med tibial pointer (Lovett 2006). Den brede mediale tibiaflaten gjør det enklere å feste sensoren stabilt.

Et akselerometer tilsvarende den kinematiske sensoren som blir benyttet i denne studien er tidligere benyttet med sensorplassering på korsryggen med personen i fartsretningen slik at sagittalaksen peker i denne retningen.

Programmet finner selv den vertikale retningen via tyngdekraften og roterer sagittal (anterior-posterior, AP) og frontalakse (medio-lateral, ML) slik at aksene peker horisontalt i forhold til den longitudinelle aksene som er vertikal. Akselrasjoner vil da bli presentert i et horisontalt – vertikalt koordinatsystem der sagittalaksen er i fartsretningen.

For rotasjoner i kardinalplanene vil dette bety at (fig.7.):

Pitch foregår rundt frontal (ML) aksene i sagittalplanet

Roll foregår rundt sagittal (AP) aksene i frontalplanet

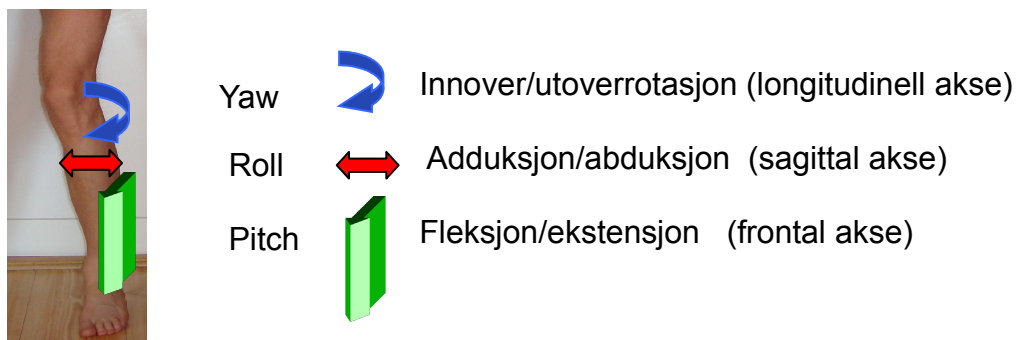


Fig 7. Yaw, roll og pitch i forhold til bevegelser av tibia.

For plassering av sensoren over tibia vil koordinatsystemet orientere seg ulikt i forhold til korsryggen. Alle data blir bli avlest i et horisontalt-vertikalt koordinatsystem, dvs. at V akselerasjoner ikke blir påvirket

Ved plassering av sensoren på leggen vil sagittal og frontalaksene være orientert vinkelrett på og parallelt med tibias medialflate, og ikke i fartsretningen. Dette vil få konsekvenser for pitch og roll avlesningene der aksene er kombinerte med sagittal akse som peker skrått til venstre, og frontal akse som peker skrått til høyre for testing på høyre legg.

Ved plassering av sensor med ledning pekende til høyre vil en positiv rotasjonsretning bety at:

Pitch: Klatring - ned (stup) gir stigende kurve, opp gir synkende kurve
Roll: Med klokken - høyre opp gir stigende kurve, venstre opp gir synkende kurve
Yaw: Venstre – høyre gir stigende kurve, venstre gir synkende kurve

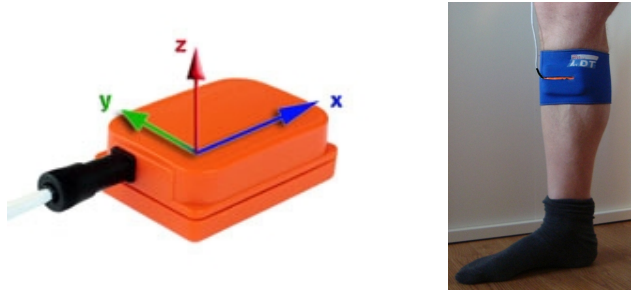


Fig. 8. Sensor med koordinater og sensorplassering medialt på høyre tibia.

Tredemøllen som ble benyttet (Star Track 4500) hadde et beltemål på 155x51cm. Hastigheten og stigningsvinkel ble regulert via manuelle knapper på et digitalt display. Tredemøllen ble ikke kalibrert for hastighet eller stigningsvinkel. Tredemøllen var relativt langsom i akselrasjonen mellom ulike hastigheter.

2.4. Testprosedyre

Testingen foregikk i en treningssal med tredemølle uten andre enn testpersonene i lokalet. Testpersonene ble informert om testprosedyre, det ble spurt om erfaring med tredemølle, og alder og skostørrelse ble notert. Sko og bekledning var valgfritt, men det var et krav om at leggen måtte være bar fra kneet og ned til foten. TP ble oppfordret til å gå/jogge som normalt.

Før testingen startet gikk TP ca. 1 minutt på tredemøllen på hastigheten 4,0 km/t uten sko for å tilvenne seg tredemøllen. Deretter ble sensoren festet på høyre tibia ca. 2/3 avstand fra mediale malleol og tuberositas tibia. Apparatet med datalogg ble lagt i høyre bukselomme.

TP gikk og jogget 15 sekunder på hver hastighet 2,5, 4,0, 6,0 og 9 km/t med hastighetsøkning hvert 15. sekund fra foregående hastighet. Testpersonene startet med å gå /jogge uten sko.

TP tok deretter på sko, det ble foretatt justering av utstyr, dette tok 2-6 minutter. Registrering av data ble foretatt i hele 15 sekunders perioden for alle 4 hastigheter, både med og uten sko.

Testingen ble foretatt av fysioterapeut med god erfaring med bruk av tredemølle til både trening og rehabilitering.

2.5. Dataanalyse

Dataprosesseringen og signalanalyse ble foretatt med applikasjonen Trask under Matlab 7.0.4.

Statistiske beregninger ble foretatt i Open Office Calc versjon 2.3 og PASW versjon 17.0. for Windows.

Intra Class Correlation Coefficient (ICC) analyser ble benyttet til å beregne reliabilitet. ICC brukes til måling av kontinuerlige variabler. Koeffisienten kan benyttes hvis variablene som skal sammenlignes befinner seg i samme klasse, det betyr at variablene må ha samme metriske målestokk og samme varians. Det skilles mellom enveis- og toveis ICC-modeller, avhengig av om det er en eller to kilder til systematisk varians (Shrout & Fleiss, 1979). I denne studien benyttes ICC (1,1) som er en enkelt måleverdi og ICC (1,5) er gjennomsnitt av 5 verdier.

For å vurdere absolutt reliabilitet ble intersubjekt standardavvik S_w benyttet. $1,96 \times S_w$ betyr at 95% av målingene bør ligge innenfor denne grensen.

Standard error mean (SEM) dvs. standardfeil for middelveiden blir definert som SD/\sqrt{n} .

Signifikante forskjeller ($p < 0,05$) ble rapportert med t-test for to utvalg og parret t-test. Variabler ble analysert for alle hastigheter (2,5, 4,0, 6,0 og 9,0 km/t), både med og uten sko. Det ble benyttet 5 fotisett for hver hastighet som basis for vurdering av dataene.

2.6. Ethiske overveielser

Helsinkideklarasjonen regulerer forskningsetikk for medisinsk forskning, og jeg vil ta utgangspunkt i denne deklarasjonen ved å beskrive 4 punkter.

Ansvar

Krav til deltagelse er at forsøkspersonene er smertefrie og ikke har fotfeil. De skal kunne gå og jogge rolig på tredemølle uten problemer.

Slik aktivitet er svært vanlig å tilby friske personer i forbindelse med trening og mosjon. Det er ikke rapportert om alvorlige uhell i forbindelse med slik aktivitet. I denne studien vil forsøkspersonene i tillegg bli overvåket av fysioterapeut med god kunnskap om slik aktivitet. Både deltaker og fysioterapeut vil kunne stoppe tredemøllen med den såkalte dødmannsknappen om noe uventet skulle inntreffe.

Rimelig forhold mellom risiko og nytte

Gange og jogge på mølle innebærer svært liten risiko fordi det velges personer som er friske. Deltakerne vil få tilvenning til gange på tredemølle ved å gå på en hastighet før forsøkene starter.

Tredemøllen har gripehåndtak både i front og på sidene, dessuten er det dødmannsknapp i tillegg til at medarbeider står like ved siden av tredemøllen. Å gå/jogge med et lite måleinstrument på leggen innebærer ingen særlig grad av ubehag. Det kan sammenlignes med å tape leggen eller å løpe med en passe stram knestrømpe. Instrumentet veier kun noen få gram og er ca. 3x5 cm, så det er relativt lett å feste foran/medialt på skinnleggen.

Samtykke: informasjon og frivillighet

Det ble skrevet et informasjonsskriv om formål med studien og testprosedyrer slik at alle detaljer var kjent for forsøkspersonene før skriftlig samtykke ble underskrevet. Deltagelsen i studien var frivillig, og det var mulighet til å trekke seg fra studien når som helst under testingen.

Persondata

Det ble ikke innhentet persondata bortsett fra alder og skostørrelse, slik at avpersonifisering og persontilknytning ikke er aktuelle tema. Dataene oppbevares til analysen er ferdig, og blir deretter slettet.

Søknader

Det ble sendt søknader til Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste og Regional komite for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk. Kopi av svarene finnes i vedlegg 3 og 2.

3. METODEANALYSE

Alle 4 forsøkspersonene fullførte testene uten komplikasjoner. Forsøkspersonene gikk 15 sekunder på hver hastighet 2,5, 4,0, 6,0, og jogget på 9 km/t med hastighetsøkning hvert 15. sekund fra foregående hastighet.

Den kinematiske sensoren ga mange data der de ulike rådataenes relevans til oppgavens problemstilling måtte vurderes. Tretten ulike data ble målt; akselerasjon i anterior-posterior (AP), medio-lateral (ML) og vertikal (V) retning. Vinkelhastighet pitch (frontal akse), roll (sagittal akse) og yaw (longitudinell akse). Orientering i roll, pitch og yaw, lateral hastighet og posisjon, og vertikal hastighet og posisjon. Alle figurene i metodeanalysen er hentet fra samme testperson, på samme hastighet og i samme tidsintervall.

3.1. Analyse av data

I denne studien ble det benyttet hastigheter på hhv. 2,5, 4,0, 6,0 og 9 km/t. Jeg har målt og beregnet gjennomsnittstid pr. steg målt over 10s. på meg selv, og fant da en tid på 1,6 / 1,2 / 1,0 og 0,8s for de 4 målte hastighetene. Dette ble benyttet som en første indikasjon på å finne relevante punkter på de ulike kurvene.

For å analysere dataene i figurene er det nyttig å dele opp en gangsyklus i ulike faser for å se om ulike begivenheter representerer markante merkepunkter. Det er også nyttig med et godt visuelt bilde av hvilke bevegelser som skjer i ulike deler av et gangsteg (fig. 9).

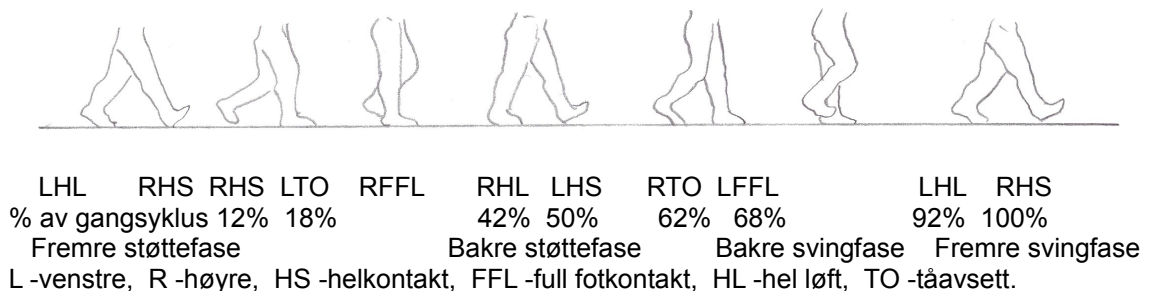


Fig. 9. Sentrale begivenheter i leggens og fotens bevegelser i et gangsteg (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 43).

Figuren fra kapittel 1,2 med en generell angivelse av ulike spesifikke begivenheter i standfasen er også nyttig til å analysere datasettet/kurvene (fig.10.).

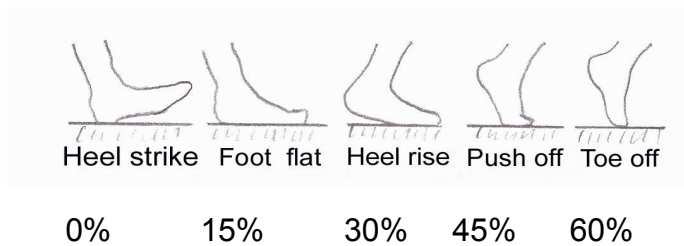


Fig. 10. Faser i standfasen med angivelse av delfaser som % av en hel gangsyklus. (figur gjengitt fra Nordin, Frankel 2001, s. 227).

Hensikten med oppgaven var å forsøke å finne en metode for å måle tibiarotasjon. Rotasjon av tibia foregår i transversalplan i en longitudinell akse. En skjematisk angivelse av tibias bevegelser i standfasen er beskrevet av flere forfattere, og maksimal innoverrotasjon sees ved full fotkontakt og maksimal utoverrotasjon ved tåavsett (fig. 11.)

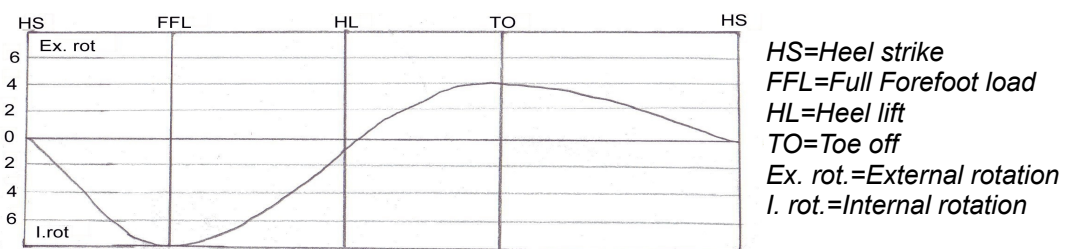


Fig. 11. Tibia bevegelser (innover-utoverrotasjon i transversalplan) i ulike faser av et gangsteg oppgitt i grader (°) ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 48).

I programmet TRASK er yaw benyttet i forhold til vinkelhastighet og størrelse/grad av rotasjon. I denne oppgaven er poenget å finne et mål på tibiarotasjon, og da er yaw oppgitt i grader et egnet parameter.

Jeg har valgt ut eksempler på alle rådata for å finne ut hvilke kurver/datasett som er egnet for å beregne fotsett og maksimal innoverrotasjon. Alle eksempler er fra samme testperson på samme tidsintervall ved gange uten sko på 6,0 km/t.

ROTASJON

På fig. 12. sees 4 hele påfølgende gangsykluser med angivelse av rotasjon i en longitudinell akse. De neste figurene med rådata er alle fra samme testperson med gange uten sko på 6,0 km/t fra 37-42s, og med 4 hele gangsykluser.

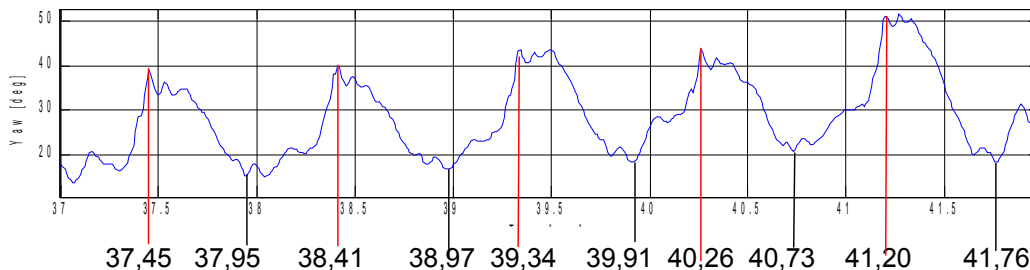


Fig. 12. Maksimal (rød strek) og minimal yaw (sort strek) oppgitt i tid for 5 gangsteg. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, testperson (TP) 1.

Tid pr. syklus (s): gjennomsnitt (s)

— 1,02 0,94 0,82 1,03 0,95

— 0,96 0,93 0,92 0,94 0,94

Basert på tallene over som er en summering basert på fig.12 kan det konkluderes med at visuell avlesning av repeterbare punkter på kurve i fig. 12 er rimelig konsistent, og har en god grad av sikkerhet.

En syklus som trolig er ekvivalent med et gangsteg ser ut til å ta ca. 0,95s, noe som skulle bety en standfase på 0,5-0,6s og en svevphase på 0,3-0,4s med fordelingen 60/40% stand/svevphase.

De laveste verdiene er merket av på kurven i fig. 12 med sorte streker. Maksimal innoverrotasjon blir oppgitt til å skje ved full fotkontakt ca. 15% inn i gangsyklusen. Men presis når i fullkontaktsfasen det skjer er ikke entydig bestemt, basert på både muskulære og passive krefter (Niki et.al 2001).

Maksimal tibiarotasjon er markert med røde streker og er høyeste punkt på kurven i fig. 12. Maksimal utoverrotasjon blir oppgitt til å skje ved tåavsett (sort strek). Disse punktene er rimelig konsistente der alle 4 syklusene gir sammenlignbare avleste verdier.

Det ser ut til at det er mulig å beregne rotasjon av tibia basert på dataene i figur 12. Varigheten på et gangsteg er også mulig å beregne, det betyr at dataene er relativt konsistente og er mulig å benytte i en dataanalyse.

Tibiarotasjon (fig. 12) er en av to vesentlige faktorer for å beregne total tibiarotasjon i løpet av fotisetet. Tibiarotasjon er en av to viktige kurver som vil bli benyttet for å få relevante data i denne oppgaven.

Hovedpoenget i oppgaven er å finne et mål og en metode for å beregne tibiarotasjon i standfasen fra fotisetet til maksimal verdi ved full fotkontakt. Det andre sentrale poenget er da å finne et eller flere parametre som kan identifisere fotisetet. I det følgende vil derfor alle rådata bli vurdert for å finne ut hvilke kurver som kan benyttes til å vurdere/bestemme fotisetet.

ROTASJONSHASTIGHET

Vinkelhastigheten kan være interessant i forhold til skaderisiko fordi høye vinkelhastigheten kan være en bidragende faktor til utvikling av skader, men i denne oppgaven er ikke dette relevant bortsett fra om det kan være en indikator på fotisetet.

Bellchamber, van den Bogert (2000) angir at den høyeste vinkelhastigheten på innadrotasjonen av tibia målt i rad/s finnes i starten (20% av tiden) av standfasen, det ble også observert den høyeste vinkelhastigheten i utoverrotasjon i standfasen til sist i standfasen (90% av tiden). Som beskrevet i avsnitt 1.2 er fordelingen av stand og svingfase ved normal ganghastighet ca. 60/40%.

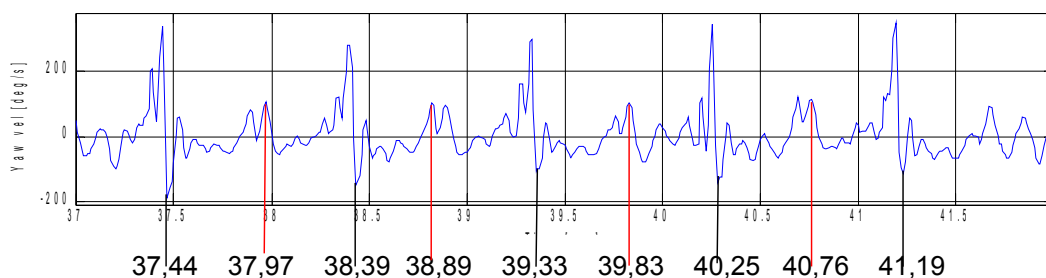


Fig. 13. Yaw hastighet oppgitt i tid ved to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Vinkelhastigheten på innadrotasjonen av tibia viser en god grad av repeterbare målinger basert på avlesning av fig.13. Maksimal rotasjonshastighet er trolig lavere i svevfasen enn i standfasen siden det er langt større krefter i standfasen, noe som gir større mulighet for økte hastigheter.

På fig. 13 sees et markant fall i hastigheten før 37,44s i første gangsyklus. Det ser derfor ut til at verdien 37,44 er mest sannsynlig som fotisett, fordi punktet er en ekstremalverdi etterfulgt av en relativt jevn hastighet som trolig er standfasen. Punktet 37,97s er også en ekstremalverdi etterfulgt av en relativt jevn hastighet, men siden det er større hastigheter i fotisettet enn i avsette er punktet 37,44s mest sannsynlig for å indikere fotisett.

Røde markeringer i fig.13 kan indikere fotavsett, dette stemmer bra overens med fordelingen 60/40% for standfase/svevfase.

Høyeste hastighet på innadrotasjon vil teoretisk skje i starten av standfasen, og Bellchamber, Van den Bogert (2000) oppgir maksimal hastighet til å skje 5-20% inn i gangsteget.

Yaw hastighet (fig. 13) ser ut til å være nyttig til å indikere området for helisett fordi maksimal hastighet for tibirotasjon skjer i starten av standfasen.

ANKELBEVEGELSE I SAGITTALPLAN

Litteraturen (Michaud 1997, Nordin, Frankel 2001) beskriver ankelbevegelse i sagittalplan ved normal gange, og ved helisett er ankelen i lett plantarfleksjon. Den øker noe til full fotkontakt. Bevegelsen endres til dorsalfleksjon i det kroppen beveges fremover i forhold til foten. Bevegelsen går deretter mot plantarfleksjon ved tåavsett. Ankelleddet dorsalflekteres igjen midt i svingfasen, som endres til lett plantarfleksjon ved helisett. (fig.14-15.)

Størst dorsalfleksjon skjer ved ca. 70% av standfasen i midtfotfasen like før helløft og størst plantarfleksjon like etter helisett. (Nordin, Frankel 2001).

Vertikal posisjon av tibia vil ha en sammenheng med dorsal/plantarleksjon i ankelledet der maksimal dorsalfleksjon ved helløft vil tilsvare laveste vertikale posisjon, og maksimal plantarfleksjon midt i svevfasen høyeste vertikale posisjon (Michaud 1997).

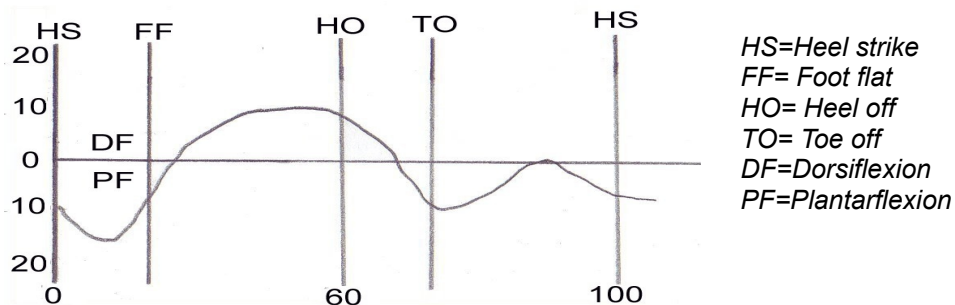


Fig 14. Ankelbevegelse (dorsal-plantarfleksjon i sagittalplan) i ulike faser av et gangsteg oppgitt i % av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Nordin, Frankel 2001, s. 244).

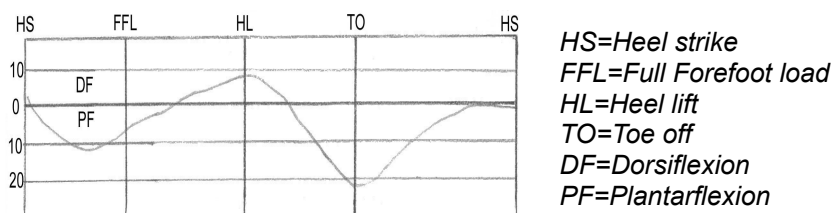


Fig. 15. Ankelbevegelse (dorsal-plantarfleksjon i sagittalplan) i ulike faser av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 44).

Ut fra figur 14-15 kan det observeres at kurvene har samme skjematiske form, der maksimal dorsalfleksjon skjer i samme fase, men varierer fra midt i fullfotkontakt fasen til helløft. Det er større differanse på maksimal plantarfleksjon, siden det blir oppgitt i to ulike faser i gangsteget, hhv. like etter helisettet før full fotkontakt og i tåavsettsfasen like før svevfasen.

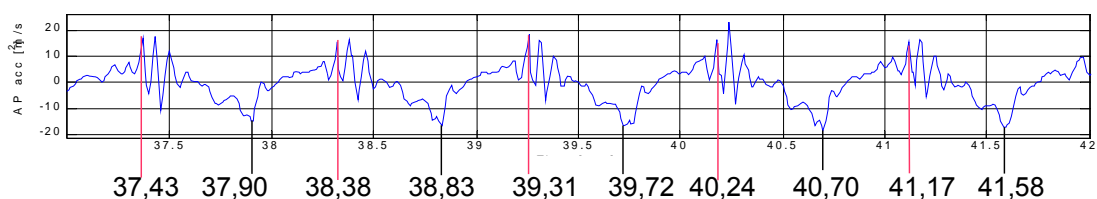


Fig. 16. Anterioposterior akselerasjon oppgitt i tid for to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Anterior posterior akselerasjon har flere markante endringer av akselerasjon der jeg har markert første peak og laveste peak. Første peak (rød strek) ved AP akselerasjon i fig. 16 ser ut til å følge yaw hastighet (fig. 13) der differansen er mellom 0,01-0,02s. Siden verdiene er nesten sammenfallende mener jeg det ikke er nødvendig å benytte AP akselerasjon.

Anterioposterior akselerasjon (fig. 16) vil ikke bli benyttet i den videre analysen fordi dataene fra kurven er sammenfallende med yaw hastighet.

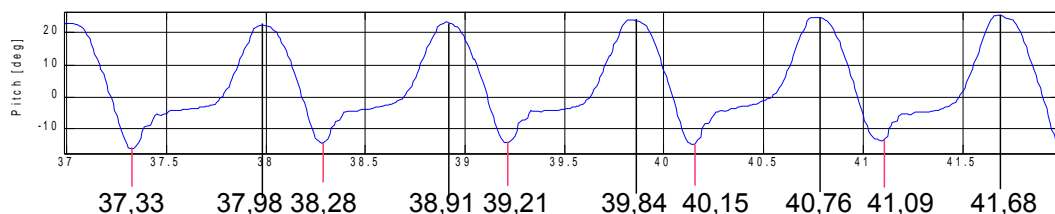


Fig. 17. Pitch orientering oppgitt i tid for topp (sort strek) og bunnpunkter (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

I en normal gangsyklus vil tibia ha en relativt stabil posisjon i deler av standfasen. Overgangen i bakre svingfase, der leggen går fra å beveges posteriort til anteriort og fotisettet der leggen går fra posterior til anterior retning, er klare overganger (fig. 16). Dette vises tydelig i fig. 17 der helisettet trolig er laveste posisjon på kurven (rød strek) og avsettet er høyeste posisjon på kurven (sort strek).

Lavste punkter på fig. 17 stemmer også bra med data fra yaw hastighet (fig. 13). I motsetning til yaw hastighet er det lett å identifisere ekstremalpunkter på kurven med pitch orientering (fig.17).

Pitch orientering (fig. 17) vil derfor i den videre analysen bli benyttet til å indikere området for fotisett.

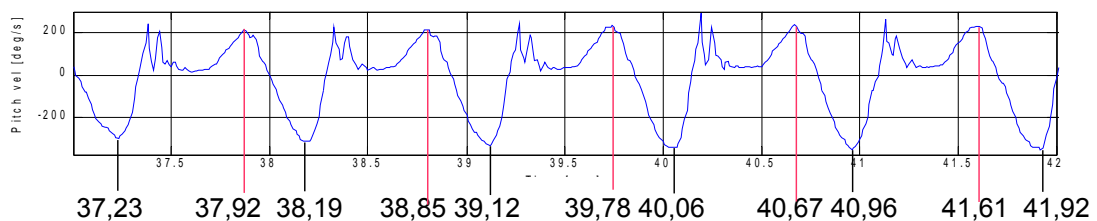


Fig. 18. Pitch hastighet oppgitt i tid for topp (rød strek) og bunnpunkter (sort strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Det er generelt godt samsvar mellom pitch orientering (fig. 17) og hastighet (fig. 18), der maksimal hastighet skjer 0,09-0,13s før maksimal bevegelse (sort rød fig.18 -sort strek fig. 17). Minimal hastighet skjer 0,06-0,09s før minimal bevegelse (rød strek fig. 17 – sort strek fig. 18). Dette er logisk siden muskulatur/passive strukturer bruker noe tid på å bremse hastighet. Det største fallet i hastighet sees ved de sorte markeringene på kurven i fig. 18. Det vil trolig ha en sammenheng med fotisettet eller fotavsettet.

Pitch hastighet vil ikke bli benyttet i videre analyser siden pitch orientering vil benyttes og disse kurvene har samme skjematiske form med rimelig sammenfallende topp og bunnpunkter.

ANKELBEVEGELSE I FRONTALPLAN

Lee, Hilder (2007) oppgir maksimalt sagittalt og frontalt moment ved gange på tredemølle. Maksimal fleksjonsmoment lå i starten av standfasen (5%) og maksimalt ekstensjonsmoment i slutten av standfasen (50%).

Maksimal eversjonsmoment hadde to topper der den ene lå i starten i standfasen (10%), og den andre i slutten av standfasen (50%). Maksimal inversjon lå i standfasen (30%). Nå er ikke moment ($M=Fxa$) og akselerasjon ($a=v/t$) ekvivalenter, men siden akselerasjon er en vesentlig faktor i momentet kan det brukes til å indikere maksimal akselerasjon.

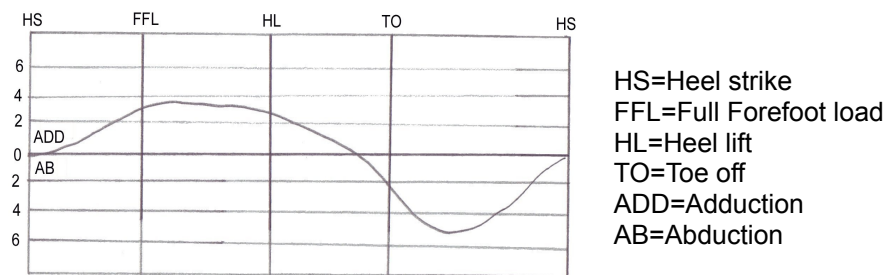


Fig. 19. Tibia bevegelser i (adduksjon-abduksjon i frontalplan) i ulike faser av en hel gangsyklus ved normal gange. (figur er gjengitt fra Michaud 1997, s. 46).

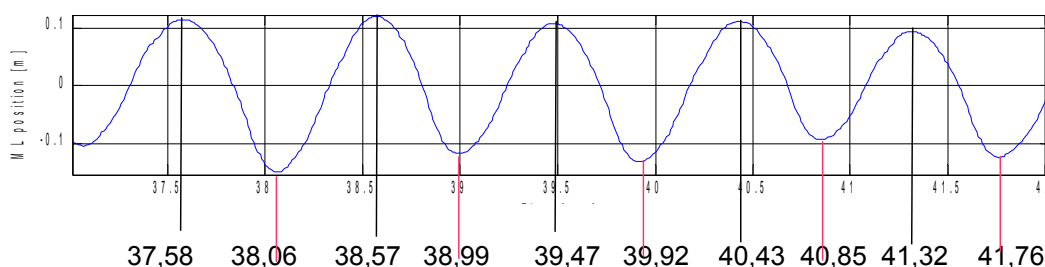


Fig. 20. Mediolateral posisjon oppgitt i tid ved to konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Adduksjon/abduksjon av tibia vil stort sett følge pronasjon/supinasjons bevegelsene, der pronasjon vil føre til en adduksjon av tibia, og supinasjon til abduksjon av tibia (se fig.19). Foten pronerer fra helisettet til fotkontakt og vil gå over til supinasjon like etter helløft (Michaud 1997).

Mediolateral posisjon vil derfor trolig være ekvivalent med adduksjon/abduksjon. Siden det er en sammenheng mellom valgus i kne, adduksjon og tibiartasjon, kan høyeste punkt på kurven (sort strek) i fig. 20 være i standfasen med full fotkontakt.

Mediolateral posisjon (fig. 20) gir ikke vesetlige bidrag til å beregne fotisett, og vil ikke bli benyttet i den videre analysen.

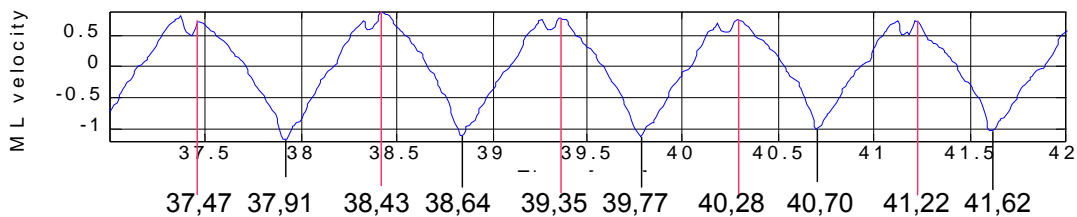


Fig. 21. Mediolateral hastighet oppgitt i tid ved ekstremalpunkt. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0km/t, TP 1.

Det er større krefter i standfasen enn i svingfasen. Dette skulle tyde på at hastigheten er større i standfasen enn i svingfasen.

Det er også en sammenheng mellom subtalar pronasjon og valgus i kne (Beckett et. al. 1992). Siden det også er dokumentert et samsvar mellom subtalar pronasjon og tibiartasjon, vil det trolig være en sammenheng mellom innoverrotasjon av tibia og medial hastighet av tibia.

Et normalt fotisett starter også på lateralsiden av foten, etterfulgt av overgang av belastning til medialsiden i pronasjonsbevegelsen (Michaud 1997). Toppunktet (rød strek) på 37,47s på kurven i fig. 21 kan da teoretisk være både avsett og isett, mens bunnpunktet (sort strek) 37,91s kan være både isettet og avsett. Basert på argumentasjonen fra foregående kurver virker det mest sannsynlig at punktet 37,47 vil være omkring isettet.

Mediolateral hastighet (fig. 21) gir heller ikke vesentlige bidrag til å beregne fotisett, og vil ikke bli benyttet i den videre analysen.

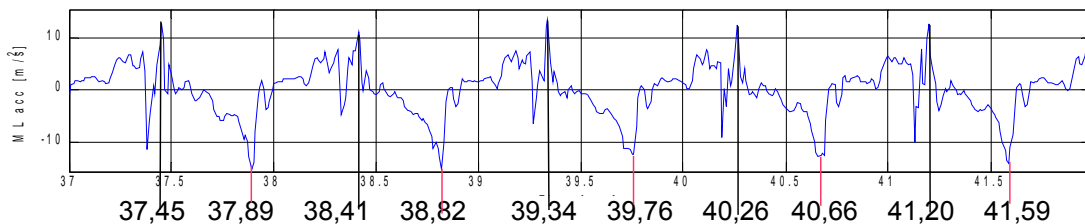


Fig. 22. Mediolateral akselerasjon oppgitt i tid ved to ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

I en gangsyklus vil det trolig være en sammenheng mellom vertikal akselerasjon/hastighet og anterioposterior akselerasjon, siden bevegelsen til fot og legg i en gangsyklus beveges anteriort fra bakre svingfase til fremre støttefase og posteriort fra fremre støtteflate til bakre svingfase. I fotisetet vil det være markante endringer av akselerasjon, basert på avlesning i fig. 22 vil fotisetet derfor trolig inntreffe omkring tiden ved sort strek, 37,45s eller rød strek, 37,89s.

Mediolateral akselerasjon synes ikke å gi ekstra informasjon i forhold til å beregne fotisetet, og vil ikke bli benyttet i den videre analysen.

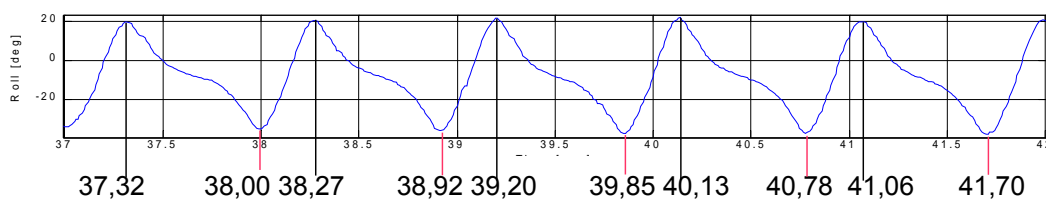


Fig. 23. Roll orientering oppgitt i tid for topp (sort strek) og bunnpunkter (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Et fotisetet starter normalt på lateralsiden av foten og etterfølges av en pronasjonsbevegelse der tibia vil beveges i adduksjonsretning tilsvarende pronasjonsbevegelsen. Laveste posisjon på kurven i fig. 23 vi derfor kunne være både isettet og avsettet. Basert på data fra tibiarotasjon (fig.12) gir data fra roll orientering (fig. 23) indikasjoner til å beregne fotisetet omkring området for maksimal verdi.

Roll orientering (fig.23) vil ikke bli benyttet i den videre analysen til å definere fotisett fordi dataene fra kurven ikke gir tilleggsinformasjon i forhold til å definere fotisett.

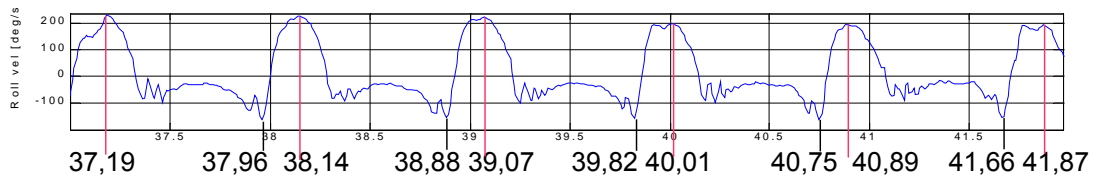


Fig. 24. Roll hastighet oppgitt i tid for topp (rød strek) og bunnpunkt (sort strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

På samme måte som for pitch (fig. 17-18) er det generelt godt samsvar mellom roll orientering og hastighet (fig. 23-24), der maksimal hastighet skjer 0,12-0,19s før maksimal bevegelse (sort strek fig. 23- rød strek fig. 24). Minimal hastighet skjer 0,03-0,04s før minimal bevegelse (rød strek fig. 23- sort strek fig. 24). Det flate partiet på kurven i fig. 24 inntreffer ved ca. 37,5s, og vil trolig være starten på isettet. Bunnen av den teoretiske parabel ved tiden 37,19 kunne vært en indikasjon på fotisett, men denne verdier er ikke avlest.

Roll hastighet (fig. 24) vil ikke bli benyttet i den videre analysen til å definere fotisett fordi det ikke er relevante lett identifiserbare data fra kurven som kan benyttes i forhold til å definere fotisett.

VERTIKAL POSISJON, HASTIGHET OG AKSELERASJON

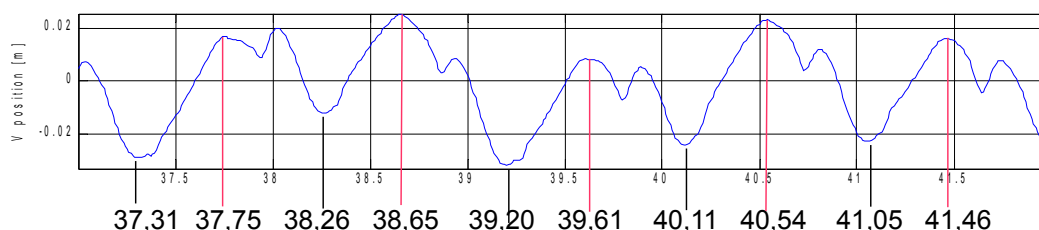


Fig. 25. Vertikal posisjon oppgitt i tid ved ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Toppunktene (røde streker) på fig. 25 er markert i forhold til toppen på en teoretisk parabel og ikke på det absolute toppunkt. Bunnpunktet (sorte streker) kan være både like etter helisettet og ved tåavsettet, men ut fra fig. 14-15 er det mest sannsynlig at bunnpunktene er kan assosieres med fotisettet.

Selv om de laveste punktene på kurven med vertikal posisjon (fig. 25) kan tenkes å være relevant i forhold til fotisett, vil de ikke bli benyttet i den videre analysen siden minimum pitch benyttes til samme formål.

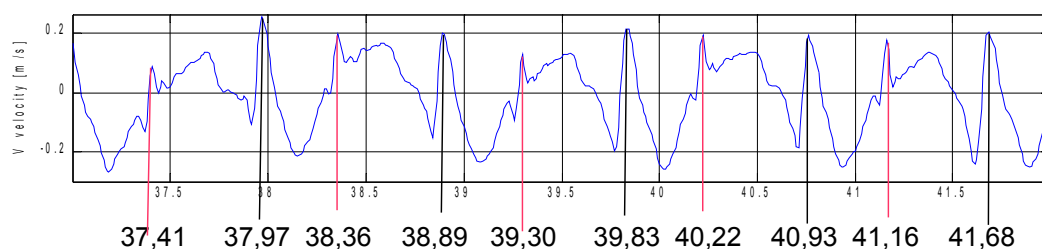


Fig. 26. Vertikal hastighet oppgitt i tid for to ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Ut fra fig. 13 vil perioden med full fotkontakt (f.eks. ca 37,5s-37,9s) representere den tidsperioden i standfasen med minst bevegelse, og dermed lav hastighet og akselerasjon.

Basert på tolking fra dataene på maksimal innadrotasjon (fig. 12) og vertikal posisjon (fig. 25) der standfasen bør være omkring laveste posisjon, ser det ut til at standfasen starter med et fall i yaw hastighet (fig. 13). Det kan være tiden rød markering (37,41s) for første gangsyklus. Kurven kan også tolkes til å bety at standfasen starter ved sort markering (37,97s), men det stemmer ikke med maksimal yaw hastighet og tibiartasjon fig. 13 og 12.

Data fra kurven med vertikal hastighet (fig. 26) vil bli benyttet som støtteparameter i videre analyser til å beregne fotisett fordi den vertikale hastigheten i standfasen er lav. Det betyr at helisett må skje før tiden med jevn hastighet.

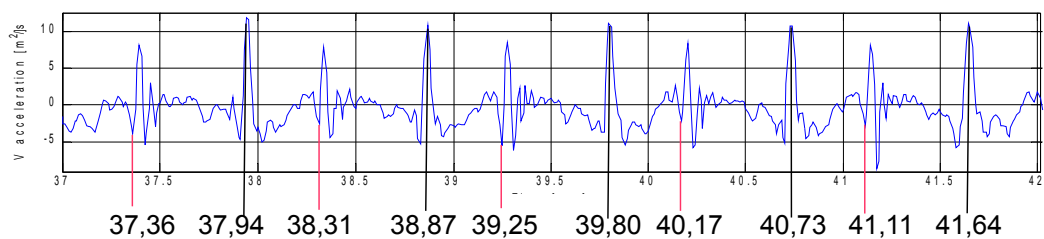


Fig. 27. Vertikal akselerasjon oppgitt i tid for ulike konsistente begivenheter. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, TP 1.

Vertikal akselerasjon ser i fig. 27 ut til å ha to topper i hver gangsyklus, det sees bla. omkring tiden 37,36s og 37,94s. I foten og leggens bevegelser i en gangsyklus er det to overganger som er tydelige; overgangen i fotisettet og avsettet.

Fotisettet på kurven i fig. 27 må da skje ved 37,36s eller like før 37,94s i første gangsyklus. Hvis det skjer etter 37,36s vil første gangsyklus vare 0,95s. Det betyr at standfasen blir på 61% hvis punktet på 37,94s benyttes som avslutning på standfasen. Hvis fotisettet skjer etter 37,94s, vil første gangsyklus vare 0,93s. Det betyr at standfasen blir på 40% hvis punktet 38,87s benyttes som avslutning på standfasen.

Hvis gjeldende punkter kan benyttes til å avlese start og slutt på standfasen, virker første alternativ med fotisett på 37,36s mer realistisk på bakgrunn av varighet på standfasen som er noe for kort for andre alternativ. Tiden 37,36 stemmer også bedre med tiden 37,45s som var maksimal tibiartasjon (fig. 12), og tiden 37,44 som var maksimal rotasjonshastighet (fig. 13).

I overgangen mellom svevphase og standfase bør det vises markante endringer av den vertikale akselerasjonen. Jeg kan ikke se hvilke andre bevegelser eller akselerasjoner som kan benyttes til å definere fotisett.

Vertikal akselerasjon (fig. 27) vil bli benyttet i videre analyse som hovedkurver fordi det kan brukes til å beregne fotisett

3.2. Konklusjon på beregningsmetode til utregning av tibiartasjon

På bakgrunn av analysen av alle data med både akselerasjon, vinkelhastighet og posisjon er det flere kurver som skiller seg ut som basis for å beregne tibiartasjon. I en gangsyklus kan man grovt sett dele inn syklusen i tre holdepunkter som kan gi informasjon i forhold til akselerasjon, vinkelhastighet og posisjon.

Det første er fotisettet der hastigheten og akselerasjonen blir kraftig bremsset opp i støtfasen, det andre er avsettsfasen til slutt i standfasen der den største plantarfleksjonen trolig finner sted. Den tredje fasen er bakre svingfase der bevegelsen skifter retning.

Hvis man benytter markante endringer på de ulike kurvene som holdepunkter for fotisett og avsett, og fordelingen mellom standfase og svingfase skal være omkring 60/40%, kan det se ut til at røde markeringer på kurven med vertikal akselerasjon (fig. 27) kan definere et gangsteg med markering av fotisettet. Ut fra vertikal hastighet og akselerasjon (fig. 26-27) sees også en relativt jevn vertikal hastighet og akselerasjon etter fotisett. Det er logisk i forhold til svevfasen som må ha større variasjoner. Yaw hastighet må ha høyest hastighet i forbindelse med fotisettet siden det er her det er størst krefter i sving. På kurven med pitch orientering er lett å definere bunnpunktet i motsetning til de andre kurvene som har mye mer «støy» og til dels vanskelig identifiserbare punkter.

Det er flere kurver som kan benyttes til å definere fotisettet. Jeg har valgt ut fem kurver (fig. 12,13,17,26,27) som jeg mener kan benyttes i forhold til å definere fotisett og beregne tibiartasjon.

To kurver er helt sentrale; yaw som brukes til å beregne total tibiartasjon, og vertikal akselerasjon som brukes til å definere fotisett. Siden figurene med vertikal akselerasjon hadde flere ekstremalpunkter, ble det benyttet støtteparametre for å lette identifiseringen av fotisettet.

1. Pitch (fig. 17) ble benyttet som en første indikasjon til å indikere fotisettet.
2. Vertikal hastighet (fig. 26) som bør ha en jevn hastighet i standfasen, og som tidsmessig bør ligge tett på vertikal akselerasjon.
3. Yaw hastighet (fig. 13) som brukes til å styrke avgjørelsen til å beregne fotisettet siden det antas at rotasjonshastigheten er størst rett etter fotisettet.
4. Vertikal akselerasjon (fig. 27) som bør ha en markant endring umiddelbart før/etter fotisettet, Dette punktet benyttes som eksakt definering av fotisett.
5. Yaw (fig. 12) som benyttes til å beregne tibiartasjon i en longitudinell akse.

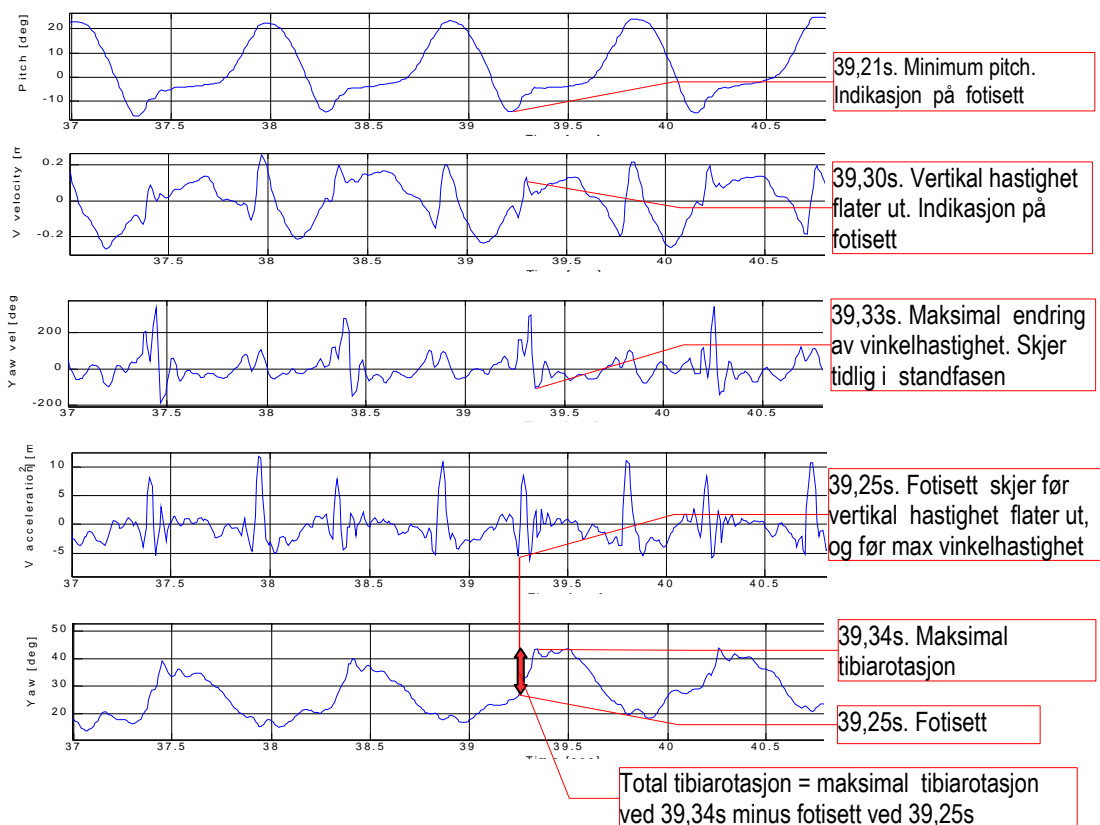


Fig. 28. Fremgangsmåten til beregning av tibiartasjon.

Bellchamber, van den Bogert (2001) oppgir at maksimal hastighet på innadrotasjon skjer ca. 5-20% inn i standfasen, og Nordin, Frankel (2001) oppgir fullfotkontakt til å ligge 15% inn i fasen og helløft 30% inn i fasen.

Basert på dette virker det naturlig å beregne total innoverrotasjon basert på maksimalt punkt på kurven for yaw i longitudinell akse (fig. 29). Figuren er zoomet opp, og jeg har illustrert tibirotasjon 2 steg tidligere enn i fig. 28.

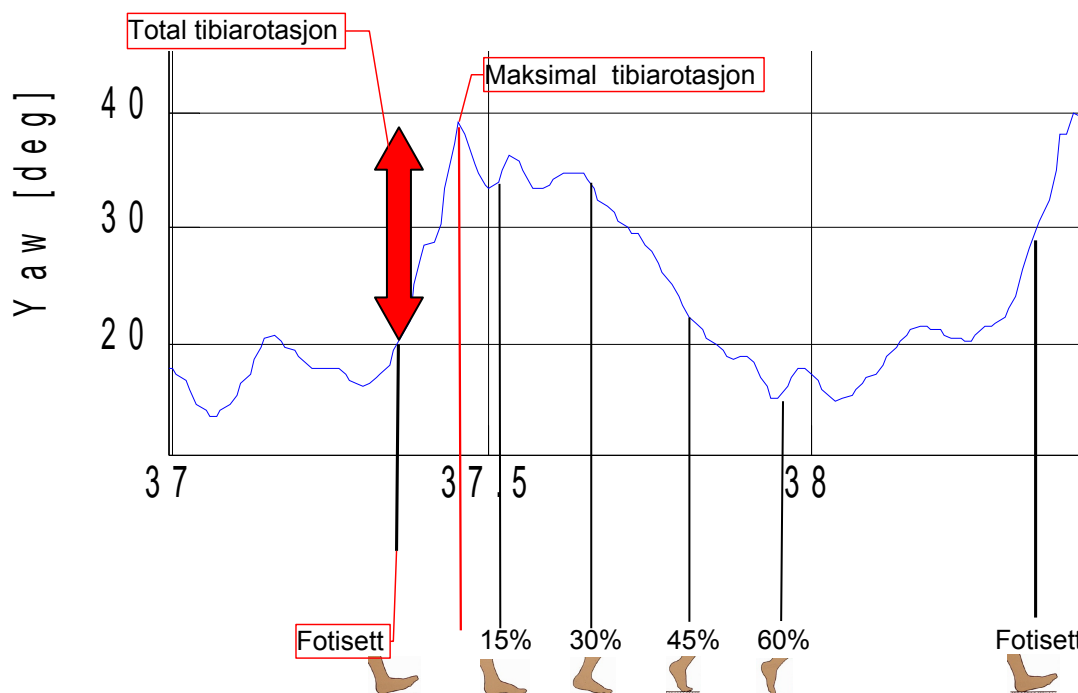


Fig 29. Tibiarotasjon visualisert med fotbevegelser i ulike deler av standfasen. Sort markering er fotisett og rød markering maksimal tibirotasjon. Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, testperson (TP) 1.

Basert på Frankel (2001) og Bellchamber, van den Bogert (2001) ser det ut til at peakverdien ved tiden 37,36s, på kurven i fig 29 som blir 9,4% inn i standfasen er sannsynlig.

Samme prosedyre ble fulgt på alle TP med og uten sko for alle hastigheter. I figuren under (fig. 30) er det skjematisk vist hvordan beregningen ble foretatt. Rotasjon ble avlest ved å trekke vertikale linjer mot venstre for å lese av rotasjonen.

Total rotasjon ble da maksimal rotasjon ved tiden 37,45s minus rotasjon ved fotisettt definert ved tiden 37,36. Samme prosedyre ble benyttet på totalt 160 steg.

Visualiseringen av fotbevegelser i deler av standfasen vist i fig. 29 baserer seg på teorien om 60/40% på stand/svevfase ved normal ganghastighet. Jeg har benyttet den fordelingen ved 6 km/t.

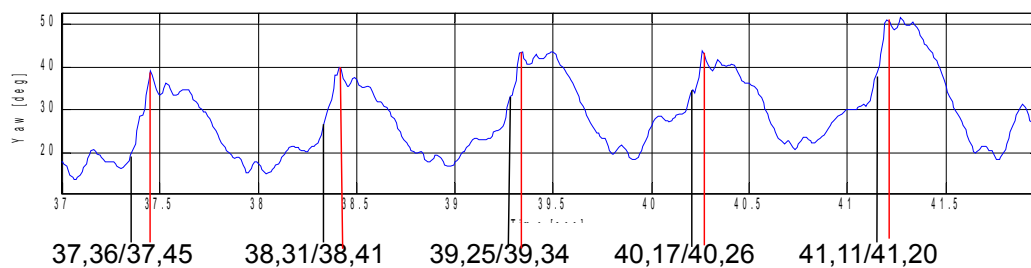


Fig. 30. Yaw oppgitt i tid ved fotisettt (sort strek) og tid ved maksimal tibirotasjon (rød strek). Høyre tibia ved gange uten sko 6,0 km/t, testperson (TP) 1.

Total innoverrotasjon blir da $18,7^\circ$, $17,0^\circ$, $17,0^\circ$, $14,2^\circ$ og $19,3^\circ$ og et gjennomsnitt på $17,2^\circ$ (2,0 SD) for fem påfølgende gangsteg (Tab. IV). Dette er noe høyere enn Michaud (1997) som skjematisk oppgir 8° ved ukjent ganghastighet.

Det er også noe høyere enn McPoil, Cornwall (2000) som oppgir $10,7^\circ \pm 3,6^\circ / 11,7^\circ \pm 4,9^\circ$ ved barfotgange og sko uten fotortoser. Jeg har benyttet hastigheten 6,0 ved analysen. Dette er noe høyere enn normal ganghastighet og kan derfor tenkes å ha større total innoverrotasjon.

For å se om TP1 6 km/t uten sko gir grunnlag for å generalisere tolkning på maksimal tibirotasjon, velger jeg kurven for tibirotasjon til TP3 ved 2,5 km/t (fig. 31) for å se om andre tolkninger er mulig. Fotisetttet er ved 9,16s basert på vertikal akselerasjon.

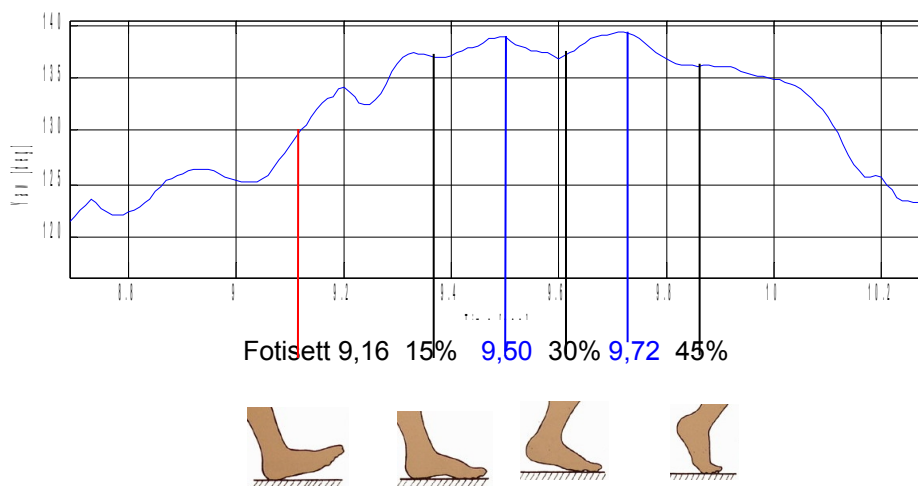


Fig 31. Tibiarotasjon visualisert med fotbevegelse i ulike deler av av standfasen. Rød markering er fotisett og blå markering to ekstremalpunkter. Høyre tibia ved gange uten sko 2,5 km/t, testperson (TP) 3.

«Submaksimal» innoverrotasjon på kurven i fig. 31 ved 9,50s dvs. 23% inn i gangsyklusen, mens maksimal innoverrotasjon ved 9,72s er 38% inn i gangsyklusen. Som beskrevet over ser det ut til at peakverdien ved tiden 9,50s som blir 23% inn i standfasen er mer sannsynlig enn peakverdien på 9,72s som blir 38% inn i standfasen. Denne tolkningen baseres på at det er lite trolig at det er større innoverrotasjon på vei til avsettsfasen i forhold til fasen med full fotkontakt.

Underveis med arbeidet med å analysere kurver ble det observert flere kurver med drift i kurven over tid. Drift betyr at kurven ikke var lineær i forhold til absolutte bevegelser (fig. 32).

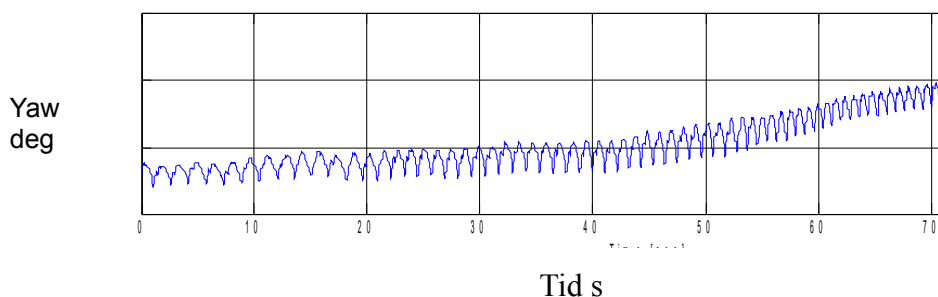


Fig 32. Forløpet av tibirotasjon for TP 3 uten sko i hele testperioden 2,5- 4,0- 6,0-9,0 km/t. Hastighetsøkning skjer mellom 15-20s, 35-40s, 55-60s.

I fig. 32. ser vi at driften starter ved ca 45s og øker på til ca 65s. Dette betyr at driften starter ved hurtig gange (6,0 km/t) og øker ved jogg (9,0 km/t). I analysen av datamaterialet ble det ikke justert for drift siden dette hadde blitt en relativt komplisert teknisk operasjon uten retningslinjer for hvordan dette skulle gjennomføres.

4. RESULTATER

Tab. II. Varighet, gjennomsnitt og standardavvik (SD) for fem gangsykluser for alle 4 forsøkspersoner med 4 ulike hastigheter, oppgitt i sekunder. Tallene er gjennomsnitt av 4 ulike beregningsmetoder, mediolateral hastighet, yaw hastighet, pitch orientering og vertikal hastighet.

US=uten sko	TP1 SD	TP2 SD	TP3 SD	TP4 SD	Gjennomsnitt	SD
2,5	1,41 0,01	1,59 0	1,47 0,01	1,70 0,01	1,55	0,13
4,0	1,08 0	1,17 0,02	1,08 0,01	1,22 0,02	1,14	0,07
6,0	0,94 0	0,99 0,01	0,94 0,01	1,03 0,02	0,98	0,04
9,0	0,76 0,01	0,76 0,01	0,73 0,01	0,79 0,01	0,76	0,02
MS=med sko						
2,5	1,61 0,01	1,58 0,02	1,54 0,04	1,81 0,02	1,64	0,12
4,0	1,12 0	1,18 0,01	1,15 0,04	1,29 0,01	1,19	0,07
6,0	0,98 0,01	1,05 0,01	0,99 0,01	1,09 0,01	1,03	0,05
9,0	0,75 0,02	0,81 0,01	0,74 0,01	0,82 0	0,78	0,04

Tabellen viser progressivt kortere gangsyklus ved økende hastighet for alle FP.

Tab. III. Varighet av fire påfølgende gangsykluser basert på avlesning av vertikal akselerasjon for ulike hastigheter, med og uten sko.

2,5 km/t steg							4,0 km/t steg							6,0 km/t steg							9,0 km/t steg						
TP	1	2	3	4	\bar{x}	s	1	2	3	4	\bar{x}	s	1	2	3	4	\bar{x}	s	1	2	3	4	\bar{x}	s			
1US	1,4	1,46	1,46	1,37	1,42	0,04	1,07	1,09	1,07	1,07	1,08	0,01	0,95	0,94	0,92	0,94	0,94	0,01	0,76	0,75	0,77	0,74	0,76	0,01			
1MS	1,65	1,57	1,63	1,59	1,61	0,04	1,13	1,12	1,12	1,11	1,12	0,01	0,97	0,96	0,99	0,96	0,98	0,01	0,76	0,75	0,74	0,76	0,75	0,01			
2US	1,57	1,56	1,63	1,59	1,59	0,03	1,19	1,16	1,14	1,19	1,17	0,02	1,01	0,98	0,98	0,97	0,99	0,02	0,76	0,76	0,76	0,75	0,76	0,01			
2MS	1,61	1,59	1,57	1,57	1,58	0,02	1,16	1,18	1,19	1,21	1,2	0,02	1,05	1,07	1,06	1	1,06	0,03	0,81	0,81	1,79	0,81	0,81	0,01			
3US	1,61	1,47	1,46	1,33	1,47	0,11	1,09	1,06	1,08	1,09	1,08	0,01	0,97	0,94	0,92	0,91	0,94	0,03	0,7	0,73	0,73	0,73	0,73	0,02			
3MS	1,58	1,58	1,49	1,49	1,54	0,05	1,12	1,14	1,13	1,15	1,14	0,01	0,99	1	0,98	0,99	0,99	0,01	0,75	0,75	0,74	0,75	0,75	0,01			
4US	1,69	1,7	1,7	1,71	1,7	0,01	1,2	1,24	1,21	1,22	1,22	0,02	1,03	1,05	1,06	0,97	1,03	0,04	0,78	0,8	0,79	0,78	0,79	0,01			
4MS	1,81	1,78	1,87	1,79	1,83	0,04	1,27	1,31	1,3	1,29	1,29	0,02	1,08	1,08	1,1	1,08	1,09	0,01	0,83	0,83	0,81	0,82	0,82	0,01			

Gjennomsnittlig standardavvik:

0,0425

0,0015

0,02

0,00125

Tabellen viser relativt stabile gangsykluser basert på lave standardavvik.

Tab. IV. Tibiarotasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt i grader i 5 påfølgende steg for alle forsøkspersoner ved 4 ulike hastigheter, med og uten sko.

2,5 km/t steg								4,0 km/t steg								6,0 km/t steg								9,0 km/t steg							
TP	1	2	3	4	5	\bar{x}	s	1	2	3	4	5	\bar{x}	s	1	2	3	4	5	\bar{x}	s	1	2	3	4	5	\bar{x}	s			
1US	13,5	12,7	11,9	14,4	16,4	13,8	1,7	10,4	14,5	15,3	15,2	15,9	14,3	2,2	18,7	17	17	14,2	19,3	17,2	2,0	19	17	16,4	16,8	15	16,8	1,4			
1MS	8,1	11,7	17,5	12,6	16,4	13,3	3,8	13,5	15,1	14,3	13,3	17,8	14,8	1,8	16,4	17,4	15,2	15	18,3	16,5	1,4	16,7	15,3	15,6	17,9	15,8	16,3	1,1			
2US	5,5	7,5	5,5	7,5	4,9	6,2	1,2	19,3	14,1	13,8	17,8	13,4	15,7	2,7	15,2	16,1	15,1	16,4	16,7	15,9	0,7	8	9,3	6,8	9,2	8,8	8,4	1,0			
2MS	14,3	11,8	12,7	10,1	11,8	12,1	1,5	13,3	12,9	13	13,7	15,7	13,7	1,2	19,3	21	15,6	16,9	19,9	18,5	2,2	8,2	6,7	6,3	5,2	4,6	6,2	1,4			
3US	8,7	7,3	2,8	2,9	7,4	5,8	2,8	7,3	11,4	9,5	7,7	15,6	10,3	3,4	7	5,7	5,5	8,4	8,9	7,1	1,5	8,8	13,8	11,8	12,8	15	12,4	2,4			
3MS	8,2	7,8	5,4	13,9	12,2	9,5	3,5	4,5	6,5	5,2	6,5	7,2	6,0	1,1	6,9	4,4	5,2	2,4	2,4	4,3	1,9	9,2	4,4	4	5,8	6,3	5,9	2,1			
4US	4,2	7,1	10,4	11,8	8,7	8,4	3,0	12,6	20,1	15	15,4	18,1	16,2	2,9	24,8	22,8	22,4	13,3	10,3	18,7	6,5	8,7	9,7	10,5	6	10,1	9	1,8			
4MS	5	11,2	11,3	10,1	14,5	10,4	3,5	16,5	11,1	21	10,8	16,3	15,1	4,3	17,7	18,4	18,2	17	19,1	18,1	0,8	3,8	9	7,6	5,4	5,9	6,3	2,0			

Gjennomsnittlig standardavvik:

0,02625

0,0245

0,02125

0,0165

Tab. V. Intraklassekoeffisient, Intersubjekt standardavvik og Standard Error Mean for tibiartasjon ved 4 ulike hastigheter med og uten sko.

Intraklassekoeffisient					
Hastighet km/t US= uten sko	Singel measures (ICC1,1)	Average measures (ICC1,5)	Intersubjekt standard- avvik (Sw)	Sw x1,96	Stanard Error Mean (SEM)
US2,5	0,70	0,92	2,29	4,49	1,18/0,66
US4,0	0,41	0,78	2,83	5,55	2,15/1,32
US6,0	0,67	0,91	3,49	6,84	1,54/0,80
US9,0	0,83	0,96	1,73	3,39	0,69/0,33
Total	0,71	0,93	2,67	5,23	1,25/0,64
MS=med sko					
MS2,5	0,08	0,29	3,18	6,23	2,94/2,58
MS4,0	0,75	0,94	2,45	4,80	1,05/0,53
MS6,0	0,94	0,99	1,68	3,29	0,38/0,17
MS9,0	0,90	0,98	1,68	3,29	0,52/0,24
Total	0,80	0,95	2,33	4,57	0,41/0,45
	(ICC1,5)				
Totalt	0,75	0,94		2,50	

Tab. VI. Maksimal tibiartasjon oppgitt i tid (s) etter fotiset

TP	2,5 km/t steg								4,0 km/t steg								6,0 km/t steg								9,0 km/t steg							
	1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s	
1US	0,2	0,23	0,21	0,25	0,19	0,22	0,02		0,17	0,18	0,19	0,19	0,17	0,18	0,01		0,09	0,1	0,09	0,09	0,09	0,09	0		0,13	0,12	0,13	0,14	0,09	0,12	0,02	
1MS	0,31	0,38	0,37	0,31	0,36	0,35	0,03		0,22	0,27	0,28	0,27	0,29	0,27	0,03		0,20	0,23	0,13	0,13	0,15	0,17	0,04		0,1	0,07	0,06	0,07	0,08	0,08	0,02	
2US	0,15	0,25	0,25	0,23	0,22	0,22	0,04		0,19	0,15	0,1	0,2	0,1	0,15	0,05		0,11	0,21	0,2	0,11	0,12	0,15	0,05		0,07	0,14	0,15	0,16	0,14	0,13	0,04	
2MS	0,32	0,27	0,2	0,28	0,27	0,27	0,04		0,15	0,18	0,19	0,25	0,26	0,21	0,05		0,26	0,26	0,24	0,26	0,27	0,26	0,01		0,09	0,07	0,07	0,08	0,07	0,08	0,01	
3US	0,31	0,34	0,33	0,39	0,39	0,35	0,04		0,24	0,36	0,26	0,25	0,29	0,28	0,05		0,13	0,1	0,1	0,09	0,09	0,1	0,02		0,1	0,12	0,12	0,12	0,13	0,12	0,01	
3MS	0,24	0,31	0,14	0,2	0,25	0,23	0,06		0,13	0,1	0,1	0,13	0,13	0,12	0,01		0,06	0,05	0,1	0,06	0,1	0,07	0,02		0,1	0,09	0,07	0,09	0,09	0,09	0,01	
4US	0,23	0,38	0,24	0,24	0,24	0,27	0,06		0,31	0,32	0,19	0,19	0,33	0,27	0,07		0,3	0,24	0,23	0,22	0,15	0,23	0,05		0,12	0,13	0,13	0,11	0,12	0,12	0,01	
4MS	0,29	0,27	0,32	0,25	0,36	0,30	0,04		0,25	0,15	0,35	0,25	0,27	0,25	0,07		0,15	0,17	0,16	0,14	0,16	0,16	0,01		0,07	0,04	0,05	0,04	0,05	0,05	0,01	

Tab. VII. Prosentvis angivelse, gjennomsnitt og standardavvik av tidspunktet for maksimal tibiartasjon inn i en gangsyklus med tibiartasjon, oppgitt for hvert steg.

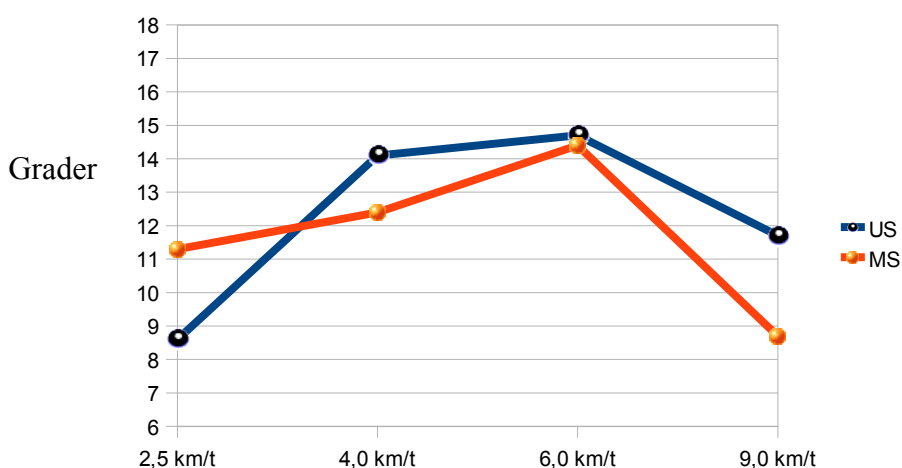
TP	2,5 km/t steg $\Sigma \bar{x}$ 17,6								4,0 km/t steg $\Sigma \bar{x}$ 18,8								6,0 km/t steg $\Sigma \bar{x}$ 14,5								9,0 km/t steg $\Sigma \bar{x}$ 12,6							
	1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s		1	2	3	4	5	\bar{x}	s	
1US	14,2	16,3	14,9	17,7	13,5	15,3	1,7		15,7	16,7	17,6	17,6	15,7	16,7	1		9,6	10,6	9,6	9,6	9,6	9,8	0,5		17,1	15,8	17,1	18,4	11,8	16	2,54	
1MS	19,3	23,6	23	19,3	24,2	21,9	2,4		19,6	24,1	25	24,1	25,9	23,7	2,4		20,4	23,5	13,3	13,3	15,3	17,2	4,6		13,3	7,1	6,1	7,1	10,7	8,9	3	
2US	9,4	15,7	15,7	14,5	13,8	13,8	2,6		16,2	12,6	8,5	17,1	8,5	12,6	4,1		11,1	21,2	17,1	9,4	10,3	13,8	5,1		9,2	18,4	19,7	21	18,4	17,3	4,6	
2MS	20,3	17,1	12,7	17,7	17,1	17	2,7		12,7	15,3	16,2	21,2	22,2	17,5	4		24,8	24,8	22,9	24,8	25,7	24,6	1		11,1	8,6	8,6	9,9	8,6	9,4	1,1	
3US	21,1	23,1	22,4	26,5	26,5	23,9	2,5		22,2	33,3	24,1	23,1	26,9	25,9	4,5		13,8	10,6	10,6	9,6	9,6	10,8	1,7		13,7	16,4	16,4	16,4	17,8	16,1	1,5	
3MS	15,6	20,1	9,1	13	16,2	14,8	4,1		11,3	8,7	8,7	11,3	11,3	10,3	1,4		6,1	5,1	10,1	6,1	10,1	7,5	2,4		13,5	12,2	9,4	12,2	12,2	11,9	1,5	
4US	13,5	22,4	14,1	14,1	14,1	15,6	3,8		25,4	26,2	15,6	15,6	27	22	5,8		23,1	18,5	17,7	16,9	11,5	17,5	4,2		15,2	16,4	16,4	13,9	15,2	15,4	1	
4MS	17,7	16,5	19,5	15,2	22	18,2	2,7		21	12,6	29,4	21	22,7	21,3	6		14,6	16,5	15,5	13,6	15,5	15,1	1,1		8,5	4,9	6,1	4,9	6,1	6,1	1,5	

Tab. VIII. Maksimal tibiartasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt som prosentvis angivelse av tidspunktet inn i en gangsyklus. Tibiartasjon oppgitt som gjennomsnitt for 5 påfølgende steg.

US	TP1	TP2	TP3	TP4	Gjennomsnitt	SD
2,5	15,3	13,8	23,9	15,6	14,2	4,6
4,0	16,7	12,6	25,9	22	16,2	5,9
6,0	9,8	13,8	10,8	17,5	11,6	3,5
9,0	16	17,3	16,1	15,4	14,8	0,8
MS	TP1	TP2	TP3	TP4	Gjennomsnitt	SD
2,5	21,9	17	14,8	18,2	14,9	3
4,0	23,7	17,5	10,3	21,3	15,4	5,9
6,0	17,2	24,6	7,5	15,1	14,1	7
9,0	8,9	9,4	11,9	6,1	9,1	2,4

Tab. IX. Tibiartasjon, gjennomsnitt og standardavvik oppgitt som gjennomsnitt for 5 skritt for alle forsøkspersoner for 4 ulike hastigheter med og uten sko.

	2,5 US	MS	4,0 US	MS	6,0 US	MS	9,0 US	MS
TP1	13,8	13,3	14,3	14,8	17,2	16,5	16,8	16,3
TP2	6,2	12,1	15,7	13,7	15,9	18,5	8,4	6,2
TP3	5,8	9,5	10,3	6,0	7,1	4,3	12,4	5,9
TP4	8,4	10,4	16,2	15,1	18,7	18,1	9,0	6,3
\bar{X}	8,6	11,3	14,1	12,4	14,7	14,4	11,7	8,7
SD	3,19	1,47	2,32	3,73	4,51	5,85	3,34	4,4



Figur 33. Gjennomsnittlig tibiartasjon oppgitt i grader for 4 personer med 5 skritt med og uten sko ved fire ulike hastigheter. Blå kurve: uten sko. Rød kurve: med sko

Tab. X. Signifikante sammenhenger for tibiartotasjon med ulike hastighets-sammenligninger med og uten sko.

Sammenligning	Uten sko	Med sko
2,5 km/t vs. 4,0 km/t	2,5 km/t < 4,0km/t p<0,01	Ns
2,5 km/t vs. 6,0 km/t	2,5 km/t < 6,0 km/t p<0,01	2,5 km/t < 6,0 km/t p=0,04
2,5 km/t vs. 9,0 km/t	2,5 km/t < 9,0 km/t p<0,01	2,5 km/t > 9,0 km/t p=0,02
4,0 km/t vs. 6,0 km/t	Ns	4,0 km/t < 6,0 km/t p=0,03
4,0 km/t vs. 9,0 km/t	Ns	4,0 km/t > 9,0 km/t p<0,01
6,0 km/t vs. 9,0 km/t	Ns	6,0 km/t > 9,0 km/t p=0,02

Tab. XI. Signifikante sammenhenger der hypotesen er at tibiartotasjonen reduseres ved bruk av sko.

Sammenligning med og uten sko	Signifikans	Kommentar
2,5 km/t	p< 0,01	Mer rotasjon med sko
4,0 km/t	Ns	Ingen forskjell
6,0 km/t	Ns	Ingen forskjell
9,0 km/t	p<0,01	Mindre rotasjon med sko

4.1. Sammendrag av resultatene

Gjennomsnittlige resultater for 4 personer med gjennomsnitt av fem påfølgende steg viser at varigheten av en gangsyklus avtar med økende hastighet. Gange med sko gir også noe lengre gangsyklus enn gange uten sko.

Maksimal tibiartotasjon skjer gjennomsnittlig mellom 12,6% og 18,8% inn i gangsyklusene.

Reliabiliteten ble vurdert med ICC statistikk der ICC (1,5) viser god datakvalitet (ICC>0,9) ved 6 av 8 dataserier, og ICC (1,1) som viser akseptabel datakvalitet (ICC>0,7) ved 5 av 8 dataserier. Dataseriene var gange med og uten sko ved hastighetene 2,5, 4,0 ,6,0 og 9 km/t.

Det er ikke entydige resultater i tibiartotasjon i forhold til gange med eller uten sko. For gange i 2,5 km/t er det mer tibiartotasjon med sko enn uten sko, mens ved hastigheten 9,0 km/t er det mindre rotasjon uten sko enn med sko.

For hastighetene 4,0 og 6,0 er det ingen signifikante forskjeller.

Det er heller ikke entydige resultater i sammenhengen mellom hastighet og tibirotasjon. Uten sko var det signifikant mindre tibirotasjon ved gange 2,5 km/t i forhold til gange ved 4,0, 6,0 og 9,0 km/t. Med sko var det signifikant mindre tibirotasjon ved jogg på 9,0 km/t i forhold til gange på 2,5, 4,0 og 6,0 km/t.

5. DISKUSJON

Ut fra søk i litteraturen har jeg ikke funnet studier som har undersøkt tibiartasjon med kinematisk sensor (KS) som målemetode. Flere studier Morris (1973), Light et. al. (1980), Willemsen et. al. (1990), Henning, Lafortune (1991), Lafortune et.al. (1995), Gill, O'Connor (2003) har foretatt undersøkelser med akselerometer festet på tibia, men tibiartasjon er ikke målt. Derimot er sammenhengen mellom reaksjonskrefter fra underlaget (GRF) og tibia akselerasjon beskrevet.

Kavanagh, Menz (2008) beskriver i et review at akselerometri kan benyttes som reliabel målemetode til å måle gangparametre. Akselerometer har tidligere blitt undersøkt i en mekanisk testmaskin mht. nøyaktighet og presisjon (Moe- Nilssen 1999a) med gode resultater. Det er også funnet at akselerometeret er en reliabel metode til å studere akselerasjoner i stående stilling og ved gange på 1,2 m/s (Moe- Nilssen 1998b).

Kinematiske sensorer er også validitets og reabilitetstesten med gode resultater (Hansson, Asterland, Holmer, Skefving 2001, Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli 2006, Giansanti, Macellari, Maccioni 2005).

Hensikten med denne studien var å undersøke reliabiliteten ved måling av tibiartasjon med en kinematisk sensor. Reliabiliteten ble vurdert med ICC statistikk ICC (1,5) som generelt viste god datakvalitet ($ICC > 0,9$) ved 6 av 8 dataserier, og ICC (1,1) som viste akseptabel datakvalitet ($ICC > 0,7$) ved 5 av 8 dataserier.

Unntakene var gange uten sko 4,0 km/t, og gang med sko 2,5 km/t med ICC på hhv. 0,77 og 0,28 for ICC(1,5), og gange uten sko 4,0 og 6,0 km/t, gange med sko 2,5 km/t med ICC på hhv. 0,41, 0,67 og 0,08 for ICC(1,1).

5.1. Metodiske betraktninger

Det er flere faktorer i det metodiske arbeidet som jeg velger å diskutere før resultatene drøftes (Domholdt, 2005).

5.1.1. Validitet og reliabilitet

Data ble hentet fra to tilfeldige forsøkspersoner, de to andre var meget kjent med både metodikk og målemetode. Gjennomføringen var standardisert gjennom skriftlig mal og instruksjon. Den benyttede metoden var ikke etablert til måling på tibia, og det var heller ikke beregningsmåten for å skaffe data. Disse sidene ved undersøkelsen gir ikke automatisk grunnlag til å anta at data holder god kvalitet, og det krever en selvstendig vurdering. Både analysen av variablene og metoden som ble benyttet til å beregne variablene krever i særlig grad kommentarer.

5.1.2. Validitet

Cook, Campell (1979) beskriver et begrepsapparat til å vurdere ulike sider ved validiteten til et datasett. De benytter fire ulike kvalitetskrav for validitet.

1. Statistisk validitet

Statistisk validitet kan gi et svar på om vi har et tilstrekkelig statistisk grunnlag til å trekke de konklusjoner vi gjør. Det betyr at spørsmålet dreier seg om i hvilken grad vi trekker de riktige konklusjonene om kovarians gjennom de statistiske analysene. I denne oppgaven blir kovariansen ICC statistikk med hver enkelt måleverdi ICC (1,1) eller gjennomsnitt av måleverdier ICC (1,5).

Statistisk validitet kan forbedres primært gjennom å velge riktig analysemetode. Den statistisk validiteten kan i hovedregel også økes ved å øke antall observasjoner. I mitt materiale vises dette ved at ICC (1,5) konsekvent gir høyere verdier enn ICC (1,1).

God statistisk validitet har som forutsetning gode sammenhengersom i denne studien er ICC som er signifikant og rimelig sterk for 11 av 16 dataserier.

Ulike statistiske metoder har da forskjellig krav for "rimelig sterk". Det er for noen metoder også en skjønnsmessig tolkning. Altman (1991) definerer krav til en variabel med god datakvalitet til >0.61 og veldig god til $>0,81$. Polit, Beck (2008) beskriver reliabilitetskoeffisienter på 0,7 som adekvat, 0,8 som ønskelig og 0,9 som ideelt.

Statistisk validitet er det første punktet i Cook, Campbell (1979) validitetssystem og anses som en nødvendig betingelse for de neste kravene.

2. Intern validitet

Den indre validiteten blant annet vurderes ut fra hvordan faktorene er relatert til hverandre i en teoretisk modell. Denne modellen fastsettes av forskeren på bakgrunn av empiri og teori. Dette kan forstås som i hvilken grad vi kan konkludere med at en effekt kan forklares av den årsaken vi antar, eller om det kan være andre utenforliggende faktorer som er like sannsynlig (Selnes 1999). En god måte å oppnå høy grad av intern validitet er å foreta en pilotundersøkelse som baserer seg på et eksplorerende design. I denne studien ble det foretatt en pilotundersøkelse for å undersøke om målingene ga tolkbare og konsistente data. Resultatet av pilotundersøkelsen var årsaken til at denne studien ble foretatt, fordi dataene fra pilotundersøkelsen ga grunnlag til å tro at det var mulig å definere og finne relevante parametre.

Faktorer som truer intern validitet er flere. Cook, Campbell (1979) lister opp 13 trusler mot intern validitet. Av disse forklarer Selnes (1999) at de som oftest vurderes er historie, modning, målerefleks, instrumentvariasjon, statistisk regresjon, utvalgsskjevhet og frafall. I denne undersøkelsen er det flere faktorer som kan påvirke validiteten.

Modning (Maturation): Betyr at respondentene forandrer seg mellom målinger av andre grunner enn de vi manipulerer. (Selnes 1999, Domholdt 2005). Forsøkspersonene var kjent med gange/jogg på tredemølle. Alle var i god form og hadde tidligere erfaring med bruk av tredemølle. Å gå i en testsituasjon kan i seg selv ha påvirket forsøkspersonene. En relativt stram festeanordning på tibia kan også teoretisk ha påvirket gangen i løpet av testperioden med økende hastighet. Men det er ikke noe som tyder på dette ut fra hvordan dataene så ut og hvordan testpersonene gikk på tredemøllen, der ingen oppga ubehag.

Målerefleks: Betyr at testen eller målingen i seg selv kan påvirke respondentene (Selnes 1999).

To av forsøkspersonene, dvs veileder og forfatter hadde god kjennskap til fotbiomekanikk og effekt av gange med og uten sko, og forskjell på gange og jogg. Dette kan teoretisk ha påvirket resultatene, men ut fra datasettet er det ikke noe som tyder på dette.

Instrumentvariasjon: Akselerometri i seg selv gir stabile målinger viser tidligere studier (Moe- Nilssen 1998a,c), at det samme skulle gjelde en kinematisk sensor er sannsynlig siden det er samme teknologi for måling av akselerasjoner. I forhold til vinkel og vinkelhastighet viser også studier et det e stabile målinger (Hansson et.al. 2001, Giansanti et. al. 2003)

I forhold til å måle tibiartasjon som er en bevegelse av en knokkel, er «støy» fra variabel hudbevegelse en faktor som kan true den interne validiteten. I denne studien ser det ut til at dette har vært tilfelle, spesielt på lave hastigheter var det en del støy og til dels inkonsekvente målinger som kan ha vært forårsaket av variabel hudbevegelse.

4. Ekstern validitet:

Denne studien er en metodestudie der generalisering ikke er i fokus, men jeg velger likevel å beskrive dette kort. Ekstern validitet angir i hvilken grad vi kan generalisere resultatene. Er resultatet det samme for andre personer, i andre situasjoner, og/eller på et annet tidspunkt? Trusler mot ekstern validitet er bl.a. utvalgets representativitet, realisme, og generaliserbarhet (Burns, Bush 2006). Utvalget i min studie er kun 4 personer, og dette lille utvalget kan ikke brukes til å representere populasjonen. Den eksterne validiteten kan ut fra dette vurderes til å være lav.

5.1.3. Reliabilitet

Reliabiliteten kan undersøkes på flere måter og kan gi ulike forklaringer ved et måleverktøy. To sentrale egenskaper i forhold til reliabilitet er indre konsistens og stabilitet over tid. I denne studien er ikke interraterreliabilitet, test-retest eller parallell testing aktuelt.

I denne studien kunne jeg valgt en «split-half» mal for testing av reliabiliteten. Hvis dette skulle vært gjort, burde det vært lest av og beregnet betydelig flere data enn 5 påfølgende verdier.

Intraklasse korrelasjonskoeffisient ICC(1,1) ble benyttet som enveis analyse med enkeltmålinger, mens ICC(1,5) var enveis analyse av gjennomsnitt av 5 målinger. ICC ble benyttet til å beskrive relativ reliabilitet, og ideelt sett bør $ICC(1,1) = ICC(1,5)$, det betyr at det ikke er systematiske feil.

En av svakhetene med ICC er at størrelsen på variasjonen på målingene ikke blir beregnet. ICC kan også bli for høy selv om materialet inneholder verdier langt fra gjennomsnittet. For å vurdere absolutt reliabilitet ble intersubjekt standardavvik S_w benyttet. $1,96 \times S_w$ betyr at 95% av målingene bør ligge innenfor denne grensen (Bland, Altman 1996). I denne studien ligger 98,75% av målingene innenfor denne grensen (se tab IV og V)

5.2. Styrker og svakheter

I metodestudier med reliabilitetsproblematikk er det alltid faktorer som kan diskuteres, og denne studien er ikke noe unntak.

5.2.1. Design

Designet til en studie må gjenspeile hovedstrategien som forskeren har utviklet for å skape evidens som er presis og tolkbar (Polit, Beck 2004).

Den viktigste oppgaven til et design er å beskrive hvordan man kan fremskaffe informasjon om sammenhenger og variabler. Protokollen som ble benyttet under testingen hadde til hensikt å sikre at den kinematiske sensoren ble festet på samme sted på tibia hos alle forsøkspersonene, og at dataoverføringen foregikk problemfritt.

Carry over effekt

I hvilken grad rekkefølgen av testingen har påvirket resultatet er usikkert. Nå er denne studien en metodestudie og derfor er carry over effekten sekundær, men i teorien kan det tenkes at både rekkefølge av testingen med og uten sko, og progressiv økning av hastighet kan ha påvirket resultatene.

Testutstyret var ikke ubehagelig å gå/jogge med, og belastningen var så kortvarig at utmattelse ikke var aktuelt. Det er derfor lite trolig at valg av rekkefølge sko/uten sko og hastigheter har påvirket resultatet.

5.2.2. Analysen av kurver

Bruk av kinematisk sensor på tibia er en ny metode der det ikke eksisterer standarder for hvordan data skal avleses. I denne oppgaven var det ingen absolutte definisjoner på hvor i gangsyklusen fotisetet skulle defineres. På bakgrunn av analysen av alle tilgjengelige data (kap. 3.), ble det diskutert og sannsynliggjort hvordan fotisetet ble definert.

Siden det ikke forelå almenne reliable observasjoner som mal for analyse av data, ble analysen basert på induksjon. I denne studien var konklusjoner avhengig av induktive generaliseringer til å formulere og bekrefte «virkeligheten» på bakgrunn av relativt få observasjoner.

David Hume var den første som påpekte induksjonsproblemet (Lie 2008). Det betyr at det er umulig å bevise sannheten av en allmenn påstand på grunnlag av utsagn om enkelttilfeller, uansett hvor mange slike som framsettes.

Dette gjelder i prinsippet også for denne studien, men konklusjonen på analysen kunne ikke gjøres på en annen måte ut fra en logisk tankerekke. Beviset for at dette er riktig kan beskrives som *circulus in probando* (sirkelargumentasjon) først beskrevet av Aristoteles (Føllesdal, Walløe 2000).

Som vist i avsnitt 3.1. fremgangsmåte til analyse av data, var det relativt konsistente repeterbare kurver som skulle analyseres. Forutsetningen for å beregne tibiartasjon var 1) å definere fotisetet og 2) vurdere maksimal tibiartasjon. Fotisetet hadde repeterative gode kjennetegn som var relativt lett å identifisere basert på flere støtteparametre. Dette var avhengig av god kjennskap til de ulike kurvenes systematiske kjennetegn som krevde relativt mye arbeid og systematisk analyse.

Ved avlesning av verdier basert på manuell avmerking av ulike kurver, er det alltid en mulighet for feilavlesning. Gjeldende datamateriale består av over 2400 beregninger med 1120 visuelle avlesninger på kurver, og 1280 utregninger. Det ble lagt vekt på å oppnå konsistente sammenhenger, slik at feilavlesning og gal utregning skulle minimaliseres.

Fotisetttet ble definert ved nedre peak i en teoretisk negativ parabel i en akselerasjonspeak. Dette punktet ble vurdert i forhold til vertikal hastighet og yaw hastighet der det var konsistens i vurderingen, med stabile nesten konstante tidsavstander. Andre metoder til å estimere helisett var også mulig, bla. minimum pitch og minimum yaw. Minimum pitch kunne vært aktuelt, og disse punktene befinner seg i gjennomsnitt 0,04s før de verdiene jeg har benyttet, basert på alle 60 fotisettene som ble analysert.

Minimum yaw er trolig ikke en egnet metode til å definere fotisetttet, fordi dette punktet for mange av fotisettene ville kommet for tidlig i forhold til maksimal tibiartotasjon. Dette hadde ført til at det hadde blitt for lang tid mellom fotisetttet og maksimal tibiartotasjon.

Maksimal tibiartotasjon var ikke like lett å tolke i alle gangsyklusene fordi en del av kurvene inneholdt to peak topper med relativt kort tidsavstand. I følge teorien burde maksimal tibiartotasjon være mellom 5-20% inn i standfasen (Bellchamber, van den Bogert 2001, Nordin, Frankel 2001). For en del av gangsyklusene var dette ikke tilfellet, og generelt var det mer komplisert å analysere lave hastigheter, spesielt MS 2,5 km/t som kanskje kan forklares ut fra lav ICC og høye SD. Jogg på 9,0 km/t ga lettest analyserbare data.

For gangsykluser med peakverdier på maksimal innadrotasjon på 30-40% inn i gangsyklusen ble disse maksimalverdiene ekskludert og submaksimal peak tidligere i gangsyklusen valgt som «peakverdi». Dette er illustrert i figur 31. Dette er den største svakheten i denne studien siden det er usikkert om korrekt peakverdi for maksimalrotasjon er valgt.

I forhold til tabell VIII er 21% av alle avlesninger over 20% inn i gangsyklusen. Jeg kunne vært konsekvent og valgt maksimal peakverdi, men dette ville rimelig sikkert ikke vært korrekt. Forklaringen på dette er at peakverdi i avsettsfasen er lite sannsynlig, og i tilfelle burde vist en betydelig knevalgus i standfasen. Dessuten hadde maksimal tibiartasjon kommet 30-40% inn i standfasen, noe som er lite sannsynlig.

Valg av en fast prosentverdi ved avlesning av maksimal innadrotasjon kunne vært en mulighet, men dette ville heller ikke gitt et korrekt bilde siden det er betydelig mer sannsynlig at de fleste av gangsyklusene er «korrekte».

5.2.3. Testutstyr

Reliabilitet og validitet

Fordelen med å benytte kinematisk sensor er flere; apparatet er lite og har lav vekt, det hindrer ikke fri bevegelse eller begrenser bevegelsen ved gange og jogg. Normal gange og jogg på tredemølle var derfor mulig og kan derfor sammenlignes med kliniske observasjoner. Hvis et måleinstrument skal være effektivt, må det være konsistent ved måling av samme variabel ved flere påfølgende målinger (reliabelt), og det må måle det apparatet er tenkt til å måle (validitet) (Polit, Beck 2004).

Hvis validiteten og reliabiliteten er god, vil observerte forskjeller være et resultat av fenomenet som måles, og ikke et resultat av usikre målinger basert på upresis apparatur eller tolking av dataene. Akselerometeret og analyseprogrammet til å analysere rådata er tidligere blitt testet for validitet og reliabilitet. Siden den kinematiske sensoren har samme konstruksjon som akselerometeret mener jeg studier på akselerometri kan benyttes til å indikere sammenhenger for den kinematiske sensoren bortsett fra data som gjelder vinkelendring og hastighet.

Moe- Nilssen (1998a) testet reliabilitet med presisjon (repeterbarhet) og nøyaktighet (sammenlignet med sann verdi) i et mekanisk apparat. Resultatet var at apparatet hadde lav variabilitet og kun små avvik. Presisjon og nøyaktighet ble derfor vurdert til å være god.

Moe-Nilssen (1998b) testet også reliabilitet av akselerometeret ved en test-retest prosedyre med måling av akselerasjon ved stående stilling og gange ved 1,2ms med 19 forsøkspersoner. Reliabilitetskoeffisienten ICC (1,1) og (3,1) var stort sett lik (-0,07/+0,02) for alle måleparametre. ICC varierte ut fra forutsetningene som var stående stilling med og uten obstruert syn, stående stilling på en fot, og gange på flatt og ujevnt underlag.

AP og ML akselerasjoner + V akselerasjon ved gang ble målt, og ML akselerasjon hadde lavere ICC enn AP akselerasjon for 4 av 5 testsituasjoner. Det var lavere ICC verdier ved stående stilling på en fot (+/-0,5). For gange på flatt underlag var ICC (1,1) og (3,1) hhv. 0,93/0,93 ved AP akselerasjon, 0,82/0,91 ved V akselerasjon, og 0,78/0,79 ved ML akselerasjon.

Studiene nevnt over, indikerer at både reliabilitet og validitet av akselerometeret montert på ryggen er god.

Som nevnt i kapittel 1,8 og i starten av kapittel 5 i diskusjonen er kinematisk sensor tidligere benyttet, også i kliniske situasjoner. Den er også validitets og reliabilitetstestet (Hansson et.al. 2001, Giansanti et. al. 2003; Cutti, et. al. 2006)

Sensitivitet

Sensitiviteten til akselerometeret er også blitt undersøkt, der det bl.a. er funnet at det kan avdekke forskjeller ved gange mellom personer med og uten ryggmerter (Moe-Nilssen, Ljunggren, Torebjörk 1999). Det er også funnet at akselerometeret kan skille eldre og yngre forsøkspersoner, og mellom lukkede og åpne øyne (Moe-Nilssen, Helbostad 2002).

Akser

Som beskrevet i avsnitt 2.3. var aksene ikke identisk med plassering på korsryggen siden den kinematiske sensoren ble montert på tibias medialflate, og ikke i fartsretningen.

Dette ga konsekvenser for pitch og roll der aksene var kombinerte med skrå akser. I forhold til identifisering av fotsett og beregning av tibiartasjon hadde dette liten betydning siden det ikke er relevant om aksene er definert i et rettlinjett system. Grunnen til dette er at tibiartasjon ble beregnet med yaw som foregår rundt V-aksen i transversal (horisontal) planet med utover/innoverrotasjon i en longitudinell akse.

Drift

For noen av datasettene ble det observert noe drift i kurven. Den kinematiske sensoren ble festet til tibia med en relativt stram neoprenortose. (fig. 8). Å feste et apparat eller markører til 3D videoanalyse innebærer hudbevegelse med variabel amplitude (Benoit, Ramsey, Lamontagne, Xu, Wretenberg, Renström 2005, Reinschmidt, van den Bogert, Nigg, Lundberg, Murphy 1997).

Siden KS ikke var fastmontert i ortosen kunne det skje at KS forflyttet seg i en eller flere retninger.

Ut fra fig. 32 ser vi at dette er tilfelle, men den skjematiske formen av tibiartasjon, dvs., amplituden med variasjon mellom topp og bunnpunkt, følger driften og vil derfor trolig ikke ha påvirket total tibiartasjon i særlig stor grad. Generelt for alle testpersoner så det ut til at driften var størst på slutten av testingen, dvs. ved jogg på 9 km/t. Dette er ikke overraskende fordi det er større kraft i fotsettet ved jogg, og dermed større sannsynlighet for større bevegelser av apparaturen.

Hudbevegelse

Kurvene med beregning av Yaw burde i følge teorien nå sitt maksimum tidlig i standfasen (Bellchamber, van den Bogert 2000, Michaud 1997), men dette var ikke alltid tilfelle (fig. 31). Hudbevegelse og tilting av den kinematiske sensoren er en problemstilling ved plassering på tibia, og teoretisk vil begge faktorene øke ved økende hastighet.

Det har blitt foretatt undersøkelser av sammenhengen i leddbevegelse mellom hudmarkører og bone pin (inn i knokkel). Benoit et al. (2005) fant at det var en absolutt feil på $2,4^\circ$ til $4,4^\circ$ i tibiartasjon ved gange for 5 forsøkspersoner. Gjennomsnittlig forskjell mellom hudmarkører og bone pin viste ikke symmetriske kurver i standfasen for tibiartasjon. Dette betyr at hudbevegelsen ikke var konstant og varierte fra person til person.

Reinschmidt, et al. (1997) undersøkte effekten av hudbevegelse på kneleddsbevegelse ved løping på 2,9 m/s. Studien hadde 3 forsøkspersoner, og benyttet Hofmann bone pins som ble festet på laterale kondyl på tibia og femur. Refleksive markører ble benyttet på femur og tibia. Resultatene viste gjennomsnittlig dårlig sammenheng mellom hud og knokkelmarkører ved abduksjon/adduksjon og intern/ekstern rotasjon, og meget god sammenheng ved fleksjon/ekstensjon. Ved intern/ekstern rotasjon varierte maksimal differanse mellom hud og knokkelmarkører med $4,3^\circ$ - $13,3^\circ$ med et gjennomsnitt på $9,0^\circ$.

Som i studien til Benoit (2005) var kurvene ikke ensartet i standfasen. Det kunne observeres at kurvene ikke var konstante og symmetriske i sammenligningen mellom bevegelse basert på hud og knokkelmarkører.

Studiene til Benoit, et.al. (2005) og Reinschmidt, et al. (1997) viser at det er usystematiske og ikke konstante forskjeller mellom hud og knokkelmarkører. Jeg har ikke funnet forskning på hudbevegelse av kinematisk sensor eller akselerometer, men jeg antar at samme problemstilling gjør seg gjeldende siden både refleksive markører og kinematisk sensor utsettes for hudbevegelse.

I hvilken grad dette kan ha påvirket resultatene i denne studien er usikkert. Men både vanskelig tolkbare kurver (fig. 31), og drift i forhold til hastighet (fig. 32) kan ha påvirket resultatet. Dette er også to sentrale feilkilder i denne studien.

Plassering av den kinematiske sensoren

Sensoren ble festet på høyre tibia ca. 2/3 avstand mellom mediale malleol og tuberositas tibia (kap 2.3).

Det ble målt med «øyemål» og er dermed ikke helt standardisert. At sensoren ble plassert på tibias medialflate er helt klart, men at det var nøyaktig på samme anatomiske sted for alle 4 forsøkspersoner er lite sannsynlig. I hvilken grad dette kan ha påvirket resultatet er usikkert. En knokkel (tibia) roterer trolig like mye avhengig av sensorplassering, siden en knokkel mest sannsynlig har liten variabilitet i bevegelse ved noen cm. differanse av sensorplassering.

5.3. Tibiarotasjon

Denne studien hadde relativt sett store variasjoner i tibiartotasjon mellom forsøkspersonene, variasjonene kan sees i tabell IV. Om årsaken til dette er systematisk variasjon mellom forsøkspersonene eller variabilitet i testutstyr gir resultatene ikke indikasjoner til å avgjøre. Biologiske systemer er ulike, så at personer med ulik alder, fotbiomekanikk og løpsteknikk har forskjeller i tibiartotasjon er ikke usannsynlig. Lave intraklassekoeffisienter kan tyde på store variasjoner i tibiartotasjon, og ut fra tabell IV finner vi 7 SD som er over 3,0. Tre av dem er MS 2,5 km/t, de siste fire er hhv. US 2,5/4,0/6,0 km/t, og den siste MS 4,0 km/t. Ved å undersøke ICC ser vi at dette stemmer bra med lave ICC og da spesielt MS 2,5 km/t. Både stort SD og lav ICC kan indikere ujevne målinger som kan påvirke gjennomsnittlig tibiartotasjon. Dette sees spesielt ved 2,5 km/t MS som i gjennomsnitt ligger over 2,5 km/t US.

I denne studien varierte tibiartotasjon fra 8,6° ved 2,5 km/t uten sko til 14,7° ved 6,0 km/t uten sko. Med sko varierte tibiartotasjonen fra 8,7° ved 9,0 km/t til 14,4° ved km/t. Dette ligger innenfor hva som er vist i andre studier (Bellchamber, van den Bogert (2000), Digby et. al. (2005), Lovett (2006), McPoil, Cornwall (2000).

Forskjell ved ulike hastigheter

For sammenhenger mellom ulike hastigheter var det variable resultater, der lav hastighet på 2,5 km/t ga mindre tibiartasjon enn høy ganghastighet på 6,0 km/t både med og uten sko. Jogging på 9,0 km/t ga lavere tibiartasjon enn gange på 4,0 og 6,0 km/t både med og uten sko.

Jeg har ikke funnet andre studier som har undersøkt tibiartasjon ved ulike hastigheter, og å sammenligne studier har lite for seg siden både hastighet, forsøkspersoner og til dels testmetodikk er forskjellig mellom ulike studier.

Forskjell mellom gange og jogging

Jogging med sko ga signifikant mindre tibiartasjon i forhold til alle ganghastigheter (2,5, 4,0, 6,0 km/t). Jogging uten sko ga signifikant mindre tibiartasjon enn gang på 2,5 km/t. Jeg har heller ikke funnet andre studier som sammenligner gange og jogging. Av samme argumentasjon som i avsnittet over er det ikke fornuftig å sammenligne ulike studier.

Forskjell mellom gange/jogging med og uten sko.

Forskjell i tibiartasjon med og uten sko var signifikant kun for 2,5 km/t der det var mer tibiartasjon med sko, og 9,0 km/t der det var mindre rotasjon med sko. Både McPoil, Cornwall 2000, og Eslami et al. 2007 har sammenlignet gange med og uten sko. Ingen av studiene fant signifikante forskjeller med og uten sko.

5.4. Kliniske implikasjoner og videre studier

Forskning i helsefag bør primært ha en viss klinisk relevans. I et metodestudie er ikke dette alltid like relevant selv om det er mulig.

I denne studien fant jeg at en kinematisk sensor plassert på mediale del av tibia kan brukes til å måle tibiartasjon, men denne studien gir ikke klare konsistente svar på om det er forskjell på tibiartasjon ved ulike hastigheter eller differanse med og uten sko.

Denne studien var et innledende forsøk på å finne ut om en kinematisk sensor kunne brukes til å måle tibiartasjon. Siden denne forutsetningen ble oppfylt må neste trinn være å undersøke sensitiviteten.

Tidligere studier (Moe- Nilssen et.al. 1999) og (Moe-Nilssen, Helbostad 2002) fant at et akselerometer kunne skille eldre og yngre forsøkspersoner og mellom lukkede og åpne øyne. I forbindelse med tibiartasjon blir spørsmålet om det er mulig å undersøke om det er:

- * forskjell på tibiartasjon mellom personer
- * forskjell på tibiartasjon ved ulike hastigheter
- * forskjell på tibiartasjon med og uten sko

Ut fra teori om at en fot som overpronerer kan ha økt tibiartasjon, at tibiartasjonen øker ved økende hastighet, og skoindustriens antagelser om at pronasjonssko reduserer pronasjon og dermed kan redusere tibiartasjon, burde det være nok av problemstillinger å gå videre med.

Selv om denne studien viste at det er mulig å måle tibiartasjon, er det noen faktorer som bør vurderes for å optimalisere dataene.

Hovedpunktet i denne sammenheng blir da fiksering av sensoren på tibia for å minimalisere støy fra hudbevegelse.

En annen sentral faktor blir å analysere flere gangsteg for å minimalisere effekten av eventuelle feilavlesninger. I denne studien ble kun 5 påfølgende steg benyttet. Siden det er variabilitet i anatomiske og materielle målevariabler bør det benyttes langt flere steg i videre analyser.

6. KONKLUSJON

Hensikten med denne studien var å undersøke om en kinematisk sensor montert på tibia kunne benyttes til å måle innoverrotasjon av tibia. Fire friske forsøkspersoner gikk og løp på tredemølle, med og uten sko, på fire ulike hastigheter. Resultatene med ICC (1,1) > 0,7 for 5 av 8 dataserier og ICC (1,5) > 0,9 for 6 av 8 dataserier indikerer at kinematisk sensor er en reliabel metode til å måle tibirotasjon.

Forskjeller i tibirotasjon ved ulike hastigheter, mellom gange og jogg, og differansen med og uten sko, hadde enkelte signifikante usystematiske sammenhenger der de viktigste funnene var: mindre tibirotasjon med sko for hastigheten 9,0 km/t, mindre tibirotasjon ved 9 km/t jogg i forhold til 6 km/t gange både med og uten sko, og mindre tibirotasjon ved jogg på 9,0 km/t i forhold til gange på både 2,5, 4,0, 6,0 km/t.

Metoden til beregning av tibirotasjon bør utvikles videre for å gi enda bedre målinger. Dette bør primært gjøres ved å redusere hudbevegelse, og ved å benytte flere gangsteg i analysen. Dette kan redusere usikkerheten ved få målinger.

REFERANSER

- Altman, D.G. (1991). *Practical Statistics for Medical Research*. Chapman&Hall/Crc.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Sep;13(6):434-440.
- Ball, K.A., Afheldt, M.J. (2002). Evolution of foot orthotics--part 1: coherent theory or coherent practice? *J Manipulative Physiol Ther*. Feb;25(2):116-24.
- Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B., James, L.S. (1979.) Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *Am J Sports Med*.7:338–342.
- Beckett, M.E., Massie, D.L., Bowers, K.D., Stoll, D.A. (1992) Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. *J Athl Train*. 27: 58–61.
- Bellchamber, T.L., van den Bogert, A.J. (2000). Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech*. Nov;33(11):1397-403.
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renström P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*. Oct;24(2):152-64. Epub 2005 Nov 2.
- Bland, J.M., Altman D.G. (1996). Measurement error. *BMJ* Sep 21;313:744.
- Bojsen- Møller, F. (1997). *Bevægeapparatets Anatomi*. Gyldendal undervisning 11. udgave, 2. oplag.
- Brisswalter, J., Mottet, D. (1996). Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running. *Can J Appl Physiol*. Dec;21(6):471-80.
- Brody, D.M. (1982). Running injuries: prevention and management. *Clin Symp*. 39:1–36.
- Burns, A.C., Bush, R.F. (2006). *Marketing research*. Upper Saddle River, New Jersey, Prentice Hall.
- Bus, S.A. (2003). Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc* Jul;35(7):1167-75.

- Butler, R.J., Hamill, J., Davis, I. (2007). Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. *Gait Posture*. Jul;26(2):219-25.
- Cashmere, T., Smith, R., Hunt, A. (1999). Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot and Ankle* 20:112-8.
- Cheung, R.T., Ng, G.Y. (2008). Influence of different footwear on force of landing during running. *Phys Ther*. May;88(5):620-8.
- Clanton, T.O. (1992). Etiology of injury to the foot and ankle. In: Drez, D., DeLee, J.C. ed. *Ortopaedic sports medicine*: Philadelphia: WB . Saunders. 29-52.
- Clement, D.B., Taunton, J.E., Smart, G.W., McNicol, K.L. (1981). A survey of overuse running injuries. *Physician Sportsmed* 9:47-58.
- Cook, T.D., Campbell, D.T. (1979) *Quasi-experimentation: Design & analysis issues for field settings*. Chicago, Rand McNally College Publishing Company.
- Cornwall, M.W., McPoil, T.G. (1994). The influence of tibialis anterior muscle activity on rearfoot motion during walking. *Foot Ankle Int*. Feb;15(2):75-9.
- Cornwall, M.W., McPoil, T.G. (1995). Footwear and foot orthotic effectiveness research: a new approach. *J Orthop Sports Phys Ther*. Jun;21(6):337-44.
- Christiansen, D., Okholm, A., Jensen, K. (2006). *Intra-tester reliabilitet af statisk og dynamisk måling af navicular drop samt en undersøgelse af korrelationen mellem statisk og dynamisk måling af navicular drop*. Fysioterapeutuddannelsen i København, CVU Øresund, professions bachelorprojekt.
- Cutti, A.G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A. (2006). A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 1: 5912-5.
- Delmi, M., Kurt, A.M., Meyer, J.M., Hoffmeyer, P. (1995). Classification of the tibialis posterior tendon: a case report and literature review. *Foot Ankle int*. 16; (12):792-795.
- Domholdt, E. (2005). *Rehabilitation Research. Principles and Applications*. Third. ed. Elsevier Saunders.
- Digby, C.J., Lake, M.J., Lees, A. (2005). High-speed non-invasive measurement of tibial rotation during the impact phase of running. *Ergonomics*. Sep 15-Nov 15;48(11-14):1623-37.

- Eng, J.J., Pierrynowski, M.R. (1994). The Effect of Soft Foot Orthotics on Three- dimensional Lower-Limb Kinematics During Walking and Running. *Physical therapy* 74, 337-344.
- England, S.A., Granata, K.P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture*. Jul;26(2):327-8.
- Eslami M., Begon, M., Farahpour, N., Allard, P. (2007). Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clin Biomech* Jan;22(1):74-80.
- Eyadah, A.A., Ivanova, M.K. (2001). Methods for Measurement of Tibial Torsion. *The Kuwait Medical Journal* , 33 (1): 3-6.
- Favre, J., Jolles, B.M., Aissaoui, R., Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J Biomech*. 41(5):1029-35.
- Fellin, R., Barrios, J., Davis, I.S. (2007). 3D Kinematic Hip, Knee and Rearfoot Comparison of Overground and Treadmill Running. *Medicine&Science in Sports & exercise*. Volume 39(5) Supplement 1, May, 72.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *J Foot Ankle Surg*. Nov-Dec;42(6):327-33.
- Føllesdal, D., Walløe, L. (2000). *Argumentasjonsteori, språk og vitenskapsfilosofi*. Universitetsforlaget.
- Galley, P., Forster, A. (1987). *Human Movement. An introductory text for physiotherapy students*. Churchill Livingstone, Melbourne.
- Genova, J.M., Gross, M.T. (2000). Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther*. Nov;30(11):664-75.
- Giasanti, D., Macellari, V., Maccioni, G. (2005). The development and test of a device for the reconstruction of 3-D position and orientation by means of a kinematic sensor assembly with rate gyroscopes and accelerometers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 52(7):1271-7.
- Gill, H.S., O'Connor, J.J. (2003). Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a pilot gait study. *J Biomech*. Nov;36(11):1625-31.
- Goldberg, E.J., Kautzb, S.A., Neptunee, R.R. (2008). Can treadmill walking be used to assess propulsion. *Journal of Biomechanics* 41, 1805–1808.
- Goodvin, C., Park, E.J., Huang, K., Sakaki, K. (2006). Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Med Biol Eng Comput*. Dec;44(12):1061-75.

- Gross, M.L., Davlin, L.B., Evanski, P.M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long- distance runner. *The American Journal of Sports Medicine* 19:409-412.
- Hansson, G.Å., Asterland, P., Holmer, N.G., Skefving, S. (2001). Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(4):415-413.
- Headlee, D.L., Leonard, J.L., Hart, J.M., Ingersoll, C.D., Hertel, J. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol. Jun;18(3):420-5.*
- Heil, B. (1992). Lower limb biomechanics related to running injuries. *Physiotherapy*, 78, (6), 400-406.
- Hennig, E.M., Lafortune, M.A. (1991). Relationships between ground reaction force- and tibial bone acceleration parameters. *Int. J. of Sport Biom.*,7(3), 303-309.
- Hintermann, B., Nigg, B.M., Sommer, C., Cole, G.K. (1994). Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro *Clinical Biomechanics*, 9 (6), 349-355.
- Hintermann, B., Nigg, B.M. (1998). Pronation in Runners. Implications for Injuries. *Sports med. Sep; 26(3): 169-176.*
- Hreljac A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Med Sci Sports Exerc. Oct;25(10):1158-62.*
- James, S.L., Bates, B.T., Osternig, L.R. (1978). Injuries to runners. *Am J Sports Med. Mar-Apr;6(2):40-50.*
- Kato, Y., Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E., Morrey, B.F. (1983). Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clin Orthop Relat Res. 1983 Jul-Aug;(177):23-33.*
- Kavanagh, J.J., Menz, H.B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture Vol. 28, Issue 1, 1-15.*
- Lafortune M.A., Cavanagh, P.R., Sommer H.J., Kalenak A. (1994). Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J Orthop Res;12:412-20.*
- Lafortune, M.A., Lake, M.J., Hennig, E. (1995). Transfer function between tibial acceleration and ground reaction force. *J Biomech. Jan;28(1):113-7.*
- Landorf, K.B., Keenan, A.M. (1998). Efficacy of foot orthoses: What does the literature tell us? *AJPM Vol. 32; 105-113.*

- Lavanska, V., Taylor, N., Schanche, A.G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Hum. Mov. Sci.* 24:544-57.
- Ledoux, W.R., Shofer, J.B., Ahroni, J.H., Smith, D.G., Sangeorzan, B.J., Boyko, E.J. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot Ankle Int.* Nov;24(11):845-50.
- Lee, S.J., Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* 104: 747–755.
- Lie, R.K. (2008). *Medisinens vitenskapsfilosofi –En introduksjon. Institutt for Filosofi og førstesemesterstudier.* Universitetet i Bergen.
- Light, L.H., McLellan, G.E., Klenerman, L. (1980) Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J Biomech.* 13(6):477-80.
- Lovett, B. (2006). *An Investigation into the Reliability of Quintic Biomechanics Software, when used to Measure Transverse Plane Tibial Rotation through the use of a Tibial Pointer.* University of Wales Institute, Cardiff BSc (Hons) Podiatry School of Health and Social Sciences. Final Year Project.
- Lun, V., Meeuwisse, W.H., Stergiou, P., Stefanyshyn, D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med* 38:576–580.
- Mann, R.A. (1982). Biomechanical approach to the treatment of foot problems. *Foot Ankle.* Jan;2(4):205-12.
- McKenzie, D.C., Clement, D.B., Taunton, J.E. (1985). Running shoes, orthotics, and injuries. *Sports Med.* Sep-Oct;2(5):334-47.
- McNair, P.J., Marshall, R.N. (1994). Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br J Sports Med.* 1994 Dec;28(4):256-60.
- McPoil, T.G., Cornwall, M.W. (2000). The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association, Vol 90, Issue 1,* 2-11.
- Menz, H.B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* Mar;88(3):119-29.
- Michaud, T.C. (1997). *Foot Orthoses and other Forms of Conservative Foot Care.* Thomas C. Michaud.
- Moe-Nilssen, R. (1998a). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech.* Jun;13(4-5):320-327.

- Moe-Nilssen, R. (1998b). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil.* Nov;79(11):1377-85.
- Moe-Nilssen, R., Helbostad, J.L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture.* Aug;16(1):60-8.
- Moe-Nilssen, R., Ljunggren, A.E., Torebjörk, E. (1999). Dynamic adjustments of walking behavior dependent on noxious input in experimental low back pain. *Pain.* Dec; 83(3):477-85.
- Morris. J.R. (1973). Accelerometry-a technique for the measurement of human body movements. *J Biomech.* Nov;6(6):729-36.
- Mueller, M.J., Host, J.V., Norton, B.J. (1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* Apr;83(4):198-202.
- Murray, M.P., Spurr, G.B., Sepic, S.B., Gardner, G.M., Mollinger, L.A. (1985). Treadmill vs. Floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol*, 59:87–91.
- Nawoczenski, D.A., Saltzman, C.L., Cook, T.M. (1998). The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther.* Apr;78(4):404-16.
- Nigg, B.M., Cole, G.K., Nachbauer, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech.* Aug;26(8):909-16.
- Nigg, B.M., DeBoer, R.W., Fischer V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med. Si. Sports. Exerc.* 27(1):98-105.
- Niki, H., Ching, R.P., Kiser, P., Sangeorzan, B.J. (2001). The effect of posterior tibial tendon dysfunction on hindfoot kinematics. *Foot Ankle Int.* 22(4):292-300.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand.* Jun:136(2):217-27.
- Nordin, M., Frankel, V.H. (2001). *Basics Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins. Third edition.
- Phillips, R.D., Phillips, R.L. (1983). Quantitative analysis of the loading position of the midtarsal joint. *J. Am. Podiatr. Assoc* 73; 518-22.
- Polit, D., Beck, C. (2004). *Nursing research: principles and methods*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

- Rattanaprasert, U., Smith, R., Sullivan, M., Gilleard, W. (1999). The dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of the tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. *Clinical Biomechanics* 14(23):14-23.
- Razeghi, M., Batt, M.E. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Med. Jun;29(6):425-38.*
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A.J., Nigg, B.M., Lundberg, A., Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech. Jul;30(7):729-32.*
- Reischl, S.F., Powers, C.M., Rao, S., Perry, J. (1999). Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int. Aug;20(8):513-20.*
- Richards, C.E, Magin, P.J., Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *Br J Sports Med; 43:159–162.*
- Riley, P.O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U.D., Wilder, R.P., Kerrigan, D.C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc. Jun;40(6):1093-100.*
- Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W., Kerrigan, D.C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture. Jun;26(1):17-24.*
- Root, M.C., Orion, W.P., Weed, J.H. (1977). *Normal and abnormal Function of the foot.* Los Angeles: Clinical Biomechanics.
- Scranton, P.E., Rutkowski, R., Browne, T.D. (1980). Support phase kinematics of the foot. In Bateman JE, Trott, AW. (eds). *The Foot and ankle.* New York: Thieme.-Stratton.
- Sell, K.E., Verity, T.M., Worrell, T.W., Pease, B.J., Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther. Mar;19(3):162-7.*
- Selnes, F. (1999). *Markedsundersøkelser.* Oslo, Universitetsforlaget AS.
- Snook, A.G. (2001). The relationship between excessive pronation as measured by Navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. *Foot Ankle Int. 22(3):234-40.*
- Stanish, W.D. (1984). Overuse injuries in athletes: a perspective. *Med Sci Sports Exerc. 16(1):1-7.*
- Strathy, G.M., Chao, E.Y., Laughman, R.K. (1983). Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *J Biomech. 16(7):517-22.*

- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G., Illert, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol. Dec;105(6):490-7.*
- Van Ingen Schenau, G.J. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med. Sci. Sports Exerc. 12; 257-261.*
- Vinicombe, A., Raspovic, A., Menz, H.B. (2001). Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *J Am Podiatr Med Assoc;91(5):262-268.*
- Walker, J.L., Murray, T.D., Jackson, A.S., Morrow, J.R., Michaud, T.J. (1999). The energy cost of horizontal walking and running in adolescents. *Med Sci Sports Exerc. Feb;31(2):311-22.*
- Walter, S.D., Hart, L.E., McIntosh, J.M., Sutton, J.R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med. Nov;149(11):2561-4.*
- Wank, V., Frick, U., Schmidbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int. J. Sports Med. 19: 455-461.*
- Warabi, T., Kato, M., Kiriya, K., Yoshida, T., Kobayashi, N. (2005). Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neurosci Res. Nov;53(3):343-8.*
- Weiner-Ogilvie, S., Rome, K. (1998). The reliability of three techniques for measuring foot position. *J Am Podiatr Med Assoc. Aug;88(8):381-6.*
- White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A., Lin, H.Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc. Okt;30(10):1537-42.*
- Willemsen, A.T., van Alsté, J.A., Boom, H.B. (1990). Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *J Biomech. 23(8):859-63.*
- Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J., Buchanan, T.S. (2001). Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. *Journal of applied Biomechanics 17, 153-163.*
- Willy, R., Davis, I.S. (2008). Instrumented Comparison of Overground and Treadmill Running in Healthy Individuals. *Medicine & Science in Sports & exercise. Volume 40(5) Supplement 1, May, 27-28.*
- Winter, D. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal Elderly and Pathological.* University of Waterloo Press, Ontario.

VEDLEGG

Vedlegg 1. Informasjonsbrev og informert samtykke

Vedlegg 2. Godkjenning fra regional etisk komite

Vedlegg 3. Godkjenning fra Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste

Vedlegg 4. Godkjenning pr. mail fra Thomas Michaud i forhold til bruk av
figurer fra boken:Foot Orthoses and Other Forms of Conservative
Foot Care

Vedlegg 1.
Informasjonsbrev og informert samtykke

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt

Tibiarotasjon ved gang og jogg på tredemølle, en metodestudie.

Bakgrunn og hensikt

Fotfeilstillinger er relativt vanlige ved smertetilstander i legg og kne. Et vanlig funn ved undersøkelse er økt pronasjon (plattfott), dette assosieres ofte med ulike smertetilstander i legg og kne. Ved økt pronasjon vil innoverrotasjonen av skinnleggen (tibia) øke. For å motvirke pronasjon selger skoprodusentene pronasjonssko, dessuten blir det laget såler for å støtte opp fotbuen, noe man antar gir mindre pronasjon og innoverrotasjon av tibia. I denne studien ønsker jeg å undersøke om et lite instrument (akselerometer) plassert på skinnleggen kan måle tibiarotasjon ved gange og jogging på tredemølle.

Hva innebærer studien

Du som deltar i studien vil få festet akselerometer på leggen, og du skal gå i tre hastigheter og jogge i en hastighet. Testingen vil foregå på mitt kontor på tredemølle med håntak og dødmannsknapp som sikkerhetsfaktorer. Jeg vil måle graden av pronasjon i stående ved å avstanden fra en knokkel i foten (naviculare) til gulvet i ubelastet og belastet stilling (navicularedropp). Jeg vil også filme gange og jogging fra kneet og ned til foten for å få en indikasjon på pronasjon i et steg. Filmen er kun til bruk i dette prosjektet.

Mulige fordeler og ulemper

Testingen ledes av fysioterapeut (meg) og innebærer ingen risiko eller fare. Å gå og jogge med akselerometeret på leggen er ikke ubehagelig, men det kan føles noe annerledes som for eksempel å ha en stram knestrømpe på den ene leggen.

Hva skjer med informasjonen om deg

Dataene og funnene fra undersøkelsen brukes anonymt og blir behandlet konfidensielt.

Frivillig deltagelse

Du deltar frivillig i studien, og kan trekke deg uten å angi årsak. Hvis du ønsker å delta i studien, undertegner du samtykkeerklæring. Har du spørsmål til studien kan du kontakte fysioterapeut Bjarne Vad Nilsen; tlf: 90846655

Vennlig hilsen

Bjarne Vad Nilsen
Fysioterapeut, mastergradsstudent

Rolf Moe-Nilssen
Fysioterapeut, professor, dr. philos.

Informert samtykke

Jeg gir herved mitt samtykke til at Bjarne Vad Nilsen kan benytte funnene fra klinisk undersøkelse av foten, filming av gang og jogg på tredemølle, og data med analyse av bevegelse av skinnleggen til oppgaveskriving til masteroppgave i fysioterapivitenenskap.

Bjarne Vad Nilsen

Forsøksperson

Vedlegg 2.
Godkjenning fra regional etisk komite



UNIVERSITETET I BERGEN

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk, Vest-Norge (REK Vest)

Rolf Moe-Nilssen
Institutt for samfunnsmedisinske fag,
Universitetet i Bergen
Kalfarveien 31
5018 Bergen

Deres ref	Vår ref	Dato
	2008/12384-CAG	20.11.2008

Ad. prosjekt: Tibiarotasjon ved gang og jogg på tredemølle. En metodestudie (227.08).

Det vises til din søknad om godkjenning av forskningsprosjekt, datert 16.09.08.

Komiteen behandlet søknaden i møte den 06.11.08.

Komiteen anser dette som en uproblematisk studie. En har ingen merknader til forelagt forskningsprotokoll.

Vedtak:

Prosjektet godkjennes i samsvar med forelagt søknad.

Komiteen ber om å få tilsendt sluttrapport evt. trykt publikasjon for studien.

Vennlig hilsen


Jon Lekven
leder


Camilla Gjerstad
førstekonsulent

De regionale komiteene for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk foretar sin forskningsetiske vurdering med hjemmel i Forskningsetikklovens § 4. Saker vedrørende forskningsbiobanker behandles i samsvar med Biobankloven. Saksbehandlingen følger Forvaltningsloven.

Postadresse
Postboks 7804
5020 Bergen

rek-vest@uib.no
www.etikkom.no/REK
Org no. 874 789 542

Regional komité for medisinsk
og helsefaglig forskningsetikk,
Vest-Norge
Telefon 55 97 84 97 / 98 / 99

Besøksadresse
Haukeland Universitetssykehus

Vedlegg 3.
Godkjenning fra Norsk samfunnsvitenskapelig
datatjeneste



Rolf Moe-Nilssen
Institutt for samfunnsmedisinske fag
Universitetet i Bergen
Kalfarveien 31
5018 BERGEN

Vår dato: 16.02.2009

Vår ref: 20648 / 2 / KS

Deres dato:

Deres ref:

TILRÅDING AV BEHANDLING AV PERSONOPPLYSNINGER

Vi viser til melding om behandling av personopplysninger, mottatt 05.12.2008. Meldingen gjelder prosjektet:

20648	<i>Tibirotasjon ved gang og jogg på tredemølle. Et metodestudie</i>
Behandlingsansvarlig	Universitetet i Bergen, ved institusjonens øverste leder
Daglig ansvarlig	Rolf Moe-Nilssen
Student	Bjarne Vad Nilsen

Personvernombudet har vurdert prosjektet, og finner at behandlingen av personopplysninger vil være regulert av § 7-27 i personopplysningsforskriften. Personvernombudet tilrår at prosjektet gjennomføres.

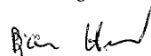
Personvernombudets tilråding forutsetter at prosjektet gjennomføres i tråd med opplysningene gitt i meldeskjemaet, korrespondanse med ombudet, eventuelle kommentarer samt personopplysningsloven/-helseregisterloven med forskrifter. Behandlingen av personopplysninger kan settes i gang.

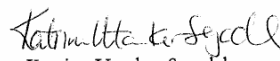
Det gjøres oppmerksom på at det skal gis ny melding dersom behandlingen endres i forhold til de opplysninger som ligger til grunn for personvernombudets vurdering. Endringsmeldinger gis via et eget skjema, http://www.nsd.uib.no/personvern/forsk_stud/skjema.html. Det skal også gis melding etter tre år dersom prosjektet fortsatt pågår. Meldinger skal skje skriftlig til ombudet.

Personvernombudet har lagt ut opplysninger om prosjektet i en offentlig database, <http://www.nsd.uib.no/personvern/prosjektoversikt.jsp>.

Personvernombudet vil ved prosjektets avslutning, 20.06.2009, rette en henvendelse angående status for behandlingen av personopplysninger.

Vennlig hilsen


Bjørn Henrichsen


Katrine Utaaker Segadal

Kontaktperson: Katrine Utaaker Segadal tlf: 55 58 35 42
Vedlegg: Prosjektvurdering
✓ Kopi: Bjarne Vad Nilsen, Belglii 26, 4755 HOVDEN I SETESDAL



Det vil i prosjektet bli registrert sensitive personopplysninger om helseforhold, jf. personopplysningsloven § 2 nr. 8 c).

Personvernombudet finner at behandlingen av personopplysninger i prosjektet kan hjemles i personopplysningsloven §§ 8 første alternativ og 9 bokstav a (samtykke).

Personvernombudet ber om at følgende tilføyes i informasjonsskrivet til de som forespørres om deltakelse:

- Dato for prosjektslutt
 - At alle opplysninger anonymiseres og videoopptakene slettes ved prosjektslutt
 - I og med at data vil kunne være indirekte identifiserende, kan det virke noe misvisende å si at data brukes anonymt. Isteden kan man si at data publiseres anonymt.
- Revidert informasjonsskriv bes ettersendt. Dersom informasjonsskrivet allerede er delt ut, må informasjonen gis deltakerne på annet vis. Den kan gjerne gis muntlig.

Prosjektslutt er angitt til 20.06.2009. Senest ved prosjektslutt vil datamaterialet være anonymisert. Med anonyme opplysninger forstås opplysninger som ikke på noe vis kan identifisere enkeltpersoner i et datamateriale, verken direkte gjennom navn eller personnummer, indirekte gjennom bakgrunnsvariabler eller gjennom navneliste/koblingsnøkkel eller krypteringsformel. Videoopptakene slettes.

Kopi av godkjenning fra Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk bes ettersendt.

Vedlegg 4.

Godkjenning pr. mail fra Thomas Michaud i forhold til bruk av figurer fra boken: Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care

Hi Bjarne,

Good luck with your paper and you are welcome to reproduce the figures. I'm almost through with a new book on gait analysis and if you let me know an address, I'll send you a notice when it's finished (about 4 months).

Thanks,

Tom Michaud

In a message dated 5/8/2010 9:49:34 A.M. Eastern Daylight Time, bvnilsen@online.no writes:

Hello

I am writing a master thesis on tibiarotation measured with a kinematic sensor.

I want to use some figures from your book *Foot orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*.

The figures are: Fig. 1.6-8, p4, fig. 1,18, p7, fig. 1,23, p10, fig. 2.6 and 2,8, p30. Is it possible if I state the reference book and page number in the figure text?

I am going to have a poster at the I-Fab conference in Seattle in September (<http://www.i-fab2010.org/>), see appendix for my abstract.

Regards

Bjarne Vad Nilsen