



JÖNKÖPING UNIVERSITY

School of Health and Welfare

Hur påverkar en stel ankel och appliceringen av en flexibel ankel-fot-ortos ankeln under gång?

Dynamisk analys av ankelns kinematik och kinetik hos friska människor

HUVUDOMRÅDE: *Ortopedteknik*

FÖRFATTARE: *Tanja Lermark Schøn & Johanna Granat*

HANDLEDARE: *Fredrik Thidell*

JÖNKÖPING 2019-02



Sammanfattning

Bakgrund: Perifer neuropati och polyneuropati är termer för att beskriva ett tillstånd hos individer där nerverna i det perifera nervsystemet är skadade och den motoriska samt somatosensoriska förmågan är förlorad. Ankels motoriska kontroll är essentiell för förmågan till gång och för att bibehålla dynamisk stabilitet under gången. Vid behandling av individer med perifer neuropati används ofta en AFO för att förbättra gångförmågan. När kunskapen förbättras om vilka faktorer som påverkar gången samt hur kroppen biomekaniskt påverkas av hjälpmedlet är det till hjälp för att välja den mest fördelaktiga behandlingen. Syftet är att utvärdera hur ankels kinematik samt kinetik i frontal- (Y) och sagittalplan (X) påverkas vid en situation där rörelse i ankeln tillåts samt vid en situation där rörelse i ankeln inte tillåts. **Metod:** För att studera ankels kinematik samt kinetik använde vi oss av två interventioner på våra testpersoner. Vid en av interventionerna utförde testpersonerna en gånganalys med en dynamisk AFO (ToeOFF), där ankeln har utrymme för rörlighet. Vid den andra interventionen låstes testpersonernas ankel med gips med avsikt att tillåta så lite rörelse som möjligt i ankeln. Kinematisk samt kinetiska data samlades in från 5 friska unga vuxna individer, som ombads gå med en dynamisk AFO (ToeOFF) samt med en gipsad ankel i självvald hastighet. Datan samlades in med hjälp av gånganalys samt av programmen Visual 3D och Qualisys Track Manager. Den kinematiska datan kvantifierades av: ankels vinkel i sagittal- (X) samt frontalplan (Y), och den kinetiska datan kvantifierades av: moment i ankeln både i sagittal- (X) och frontalplan (Y). **Resultat:** Studien visade en signifikant skillnad i den kinematiska samt den kinetiska datan vid jämförelse mellan de två interventionerna. Ankels RoM var markant större med ToeOFF ortosen än med gips. Under gips interventionen genererades ett signifikant reducerat yttre plantar flekterande moment. Resultatet är menat att användas som en vägvisare för att optimera behandlingen av patienter med stabilitetsproblem i ankeln. **Slutsats:** Det finns en skillnad mellan gips-interventionen och ToeOFF-interventionen i ankels kinematiska samt kinetiska data.

Nyckelord: Kinematik, Kinetik, Gånganalys, Dynamisk Analys, Biomekanik, Polyneuropati, Ankel.

Abstract

Background: Peripheral neuropathy and polyneuropathy are terms for describing the state amongst individuals where the nerves in the peripheral nervous system are damaged and the motorical and somatosensory ability are lost. The ankle's motorical control is essential for the ability to walk and for maintaining dynamic stability during walking. In treatment of people with peripheral neuropathy, an AFO is often used for improving gait function. It's helpful for choosing the most beneficial treatment when knowledge is improved on what factors affect the gait and how the body is affected biomechanically using AFO. The aim of the study is to evaluate how the ankle's kinematic and kinetic in frontal- (Y) and sagittal plane (X) is affected in a situation where movement in the ankle is allowed and, in a situation, where the ankle movement is inhibited. **Method:** We used two interventions to study the ankle's kinematic and kinetic in our test subjects. In one of the interventions the test subjects performed a gait analysis with a dynamic AFO (ToeOFF). During the second intervention the test subjects ankle were immobilized by using cast and thereby allowing as little ankle movement as possible. Kinematic and kinetic data were collected from 5 healthy young adults, who were asked to walk in a self-selected speed while wearing a ToeOFF and having a casted ankle. The data were collected using systematic gait analysis and assessed using the software Visual 3D and Qualisys Track Manager. The kinematic data were quantified by: ankle angle in the sagittal- (X) and frontal plane (Y). For the kinetic data the torque variable of the ankle, were assessed in the sagittal- (X) and frontal plane (Y). **Result:** When comparing the two interventions, the study showed a significant difference in the kinematic and the kinetic data. Ankle RoM were significant larger with the ToeOFF than with the cast. During the cast-intervention the external plantar flexion torque were significantly reduced. The results are to be a guideline to optimize the treatment in patients with stability issues in the ankle. **Conclusion:** There is a difference between the cast-intervention and the ToeOFF-intervention in the ankle's kinematic and kinetic data.

Keywords: Kinematic, Kinetic, Gait Analysis, Dynamic Analysis, Biomechanics, Peripheral Neuropathy, Ankle.

Ordlista

AFO	Ankel-Fot-Ortos
BoS	Base of Support
CoM	Center of Mass
CoP	Center of Pressure
DF	Dorsalflexion
DLS	Double Limb Support
DM	Diabetes Mellitus
DPN	Diabetisk Perifer Neuropati
EMG	Electro Myo Graphy
GC	Gångcykeln
GRF	Golvreaktionskraften/Ground Reaction Force
IC	Initial Contact
ISw	Initial Swing
LR	Loading Response
MSt	Mid Stance
MSw	Mid Swing
MTP	art. metatarsophalangealis
PF	Plantarflexion
PSw	Pre Swing
QTM	Qualisys Track Manager
RoM	Range of Motion
SLS	Single Limb Support
TSt	Terminal Stance
TSw	Terminal Swing

Innehållsförteckning

Sammanfattning.....	2
Abstract.....	3
Ordlista.....	4
1 Inledning.....	7
2 Bakgrund.....	8
2.1 Gångcykeln.....	8
2.2 Icke-patologisk gång.....	9
2.2.1 Muskelaktivitet under gång.....	10
2.3 Perifer neuropati.....	11
2.4 Patologisk gång.....	11
2.4.1 Ankels kinematik.....	12
2.4.2 Ankels kinetik.....	12
2.5 Behandling.....	13
2.5.1. Dynamisk AFO.....	13
2.5.2 Rigid AFO.....	13
3 Syfte.....	14
4 Material och metod.....	14
4.1 Deltagare.....	14
4.2 Etiska överväganden.....	15
4.3 Datainsamling.....	15
4.4 Dataanalys.....	16
5 Resultat.....	16
5.1 Kinematik.....	17
5.2 Kinetik.....	19
6 Diskussion.....	21
6.1 Metoddiskussion.....	21
6.1.1 Deltagare.....	21
6.1.2 Interventionerna.....	21
6.1.3 Datainsamling.....	21
6.2 Resultat diskussion.....	22
6.2.1 Kinematiska data.....	22
6.2.2 Kinetiska data.....	23
6.2.3 Studiens begränsningar.....	24
6.3 Klinisk relevans.....	25
6.4 Personlig reflektion.....	26
7 Slutsatser.....	26
8 Acknowledgements.....	26
10 Referenser.....	27
Bilaga 1 – Etik.....	30



Bilaga 2 – Gips interventionens procedur.....	34
Detaljerad beskrivning av gipsningsproceduren.....	34
Detaljerad utrustningsbeskrivning vid gipsning.....	34

1 Inledning

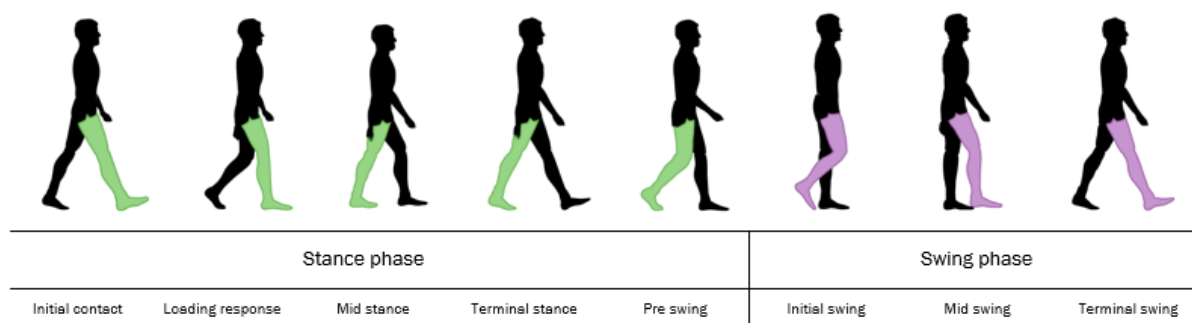
Människan har ett behov av att förflytta sig och för de som är gående och använder gången till förflyttning, är en stabil gång essentiell för att få vardagen att fungera. En stabil gång är ytterst viktig för att reducera fallrisken samt för att främja en god gångförmåga. Genom klinisk gånganalys där reflexmarkörer appliceras vill man kunna följa kroppens rörelser under dynamiska situationer (Richards. 2016). Därmed kan det avgöras vilka typer av gångavvikelser och kompensatoriska rörelser som uppstår och utifrån detta analysera varje individs individuella gångmönster. Den biomekaniska informationen kan bland annat användas som underlag för diagnostisering (Perry & Burnfield. 2010) och därmed verka för en bättre förståelse av hjälpmedlets funktion, med bakgrund av det biomekaniska resonemanget.

Med fokus på individer med diabetisk perifer neuropati (DPN) är det känt att perifer neuropati påverkar gångfunktion samt gångmönster och därav påverkas kroppens kinematik samt kinetik (Raspovic. 2013). Då gångmönstret förändras på grund av försämrad sensorik kontroll samt reducerad motorisk kontroll i ankeln, leder det till nedsatt dynamisk stabilitet vilket ökar fallrisken (Chau, Ng, Kwan, Choi & Cheing. 2013). För att reducera fallrisken provas hjälpmedel ut. De ska stötta muskulaturen och därmed förbättra gångfunktionen. I vår studie ligger fokus på hur ankel-fot-ortoser (AFO) påverkar ankeln under gångcykeln. Eftersom att rörelserna i ankeln arbetar i alla tre anatomiska plan, är det betydelsefullt att betrakta ankeln från mer än ett plan. I den kliniska vardagen är rörelserna i det transversella planet svåra att fånga upp utan specialutrustning. Därför lägger vi i vår studie vikt på ankels rörelser i sagittal- och frontalplan. Syftet med vår studie är därför att undersöka hur ankels kinematiska samt kinetiska variabler påverkas vid applicering av en flexibel AFO i kolfiber av modellen ToeOFF samt när man låser ankeln med hjälp av gipslindor. Interventionen med gipslindor ska illustrera hur en rigid AFO påverkar ankeln då denna appliceras i samband med en behandling. Syftet är att undersöka vinkeln i ankeln samt det moment som genereras under de två interventionerna under en dynamisk situation. Våra förhoppningar är att resultatet ska kunna användas som en vägledning till att optimera AFO-behandling för patienter med perifer neuropati och eventuella stabilitetsproblem i ankelleden. Samt att verka som en pusselbit till den större helheten som behöver beaktas vid behandling med AFO.

2 Bakgrund

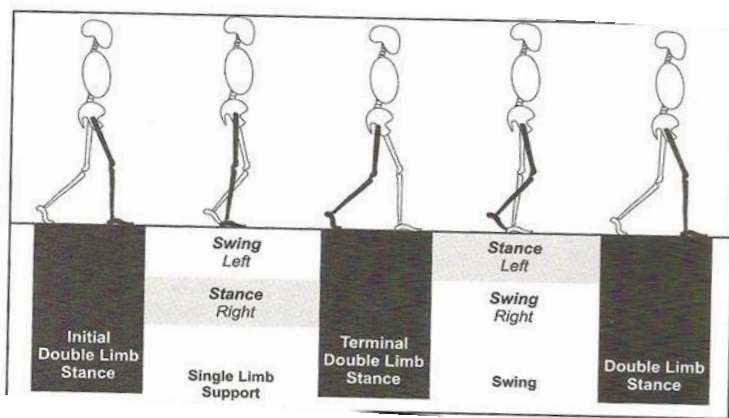
2.1 Gångcykeln

Gångcykeln (GC) är en cykel som beskriver de faser en individ genomgår under gång (Perry & Burnfield, 2010) (se Figur 1). Gångcykeln indelas grovt i en stödfas samt en svingfas. Dessa två faser delas ytterligare in i så kallade subfaser. Fördelen med att dela in gångcykeln i subfaser är att det underlättar för kliniker i samband med en gånganalys. Varje subfas beskriver en specifik period under stödfasen respektive svingfasen, där positionen för nedre extremitet anges (Perry & Burnfield, 2010). Under GC produceras det en kraft mellan kroppen och dess kontakt med underlaget. Denna kraft benämns golvreaktionskraften (GRF) och med hjälp av denna kan man analysera kraftens position i förhållande till det olika lederna och vilken innebörd det har, om kraften ligger anteriort eller posteriort om en bestämd led. Det är detta som bestämmer vilken typ av moment som en led genererar. Stödfasen definieras från *Initial Contact* (IC) till *Pre Swing* (PSw) och svingfasen från *Initial Swing* (ISw) till *Terminal Swing* (Tsw) (se Figur 1). IC motsvarar heel-strike och utgör de första 1-2% av GC. Därefter följer *Loading Respons* (LR) som utgör 2-12% av GC. De efterföljande 12-31% definieras som *Mid Stance* (MSt), från 31-50% *Terminal Stance* (TSt), och den sista delen av stödfasen utgörs av PSw/*toe-off*, som motsvarar 50-62% av GC. Svingfas uppdelas i subfaserna: ISw, *Mid Swing* (MSw) och TSw. ISw utgör 62-75% af GC, MSw 75-87% och TSw de resterande 87-100%.



Figur 1. är en illustration av gångcykelns olika faser samt subfaser. Uppdelningen av dessa är utifrån beskrivningen av Perry og Burnfield (2010). GC beskriver en cykel på 100% där stödfasen motsvarar de första 62% och svingfasen de nästkommande 38%.

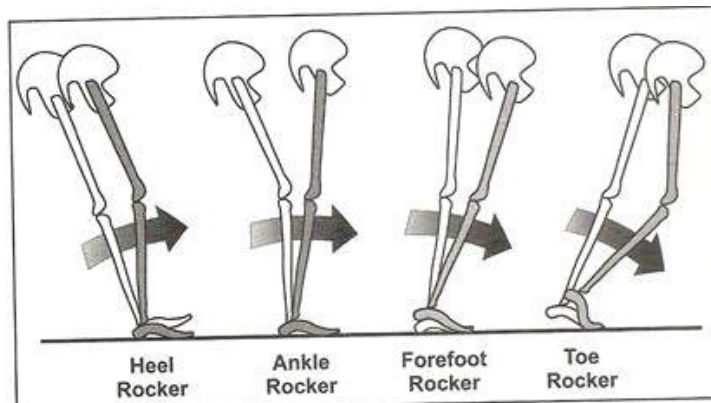
Dessutom skiljs det mellan *double limb stance* (DLS) och *single limb support* (SLS). Som definieras där båda benen är placerade på marken eller då det kontralaterala benet befinner sig i svingfas. Initial DLS är aktuell under IC och LR, där det kontralaterala benet inleder svingfasen och det innebär då att SLS är aktuell fram till IC för det kontralaterala benet. Under TSt och PSw för det aktuella benet är bägge ben placerade på marken, vilket här utgör Terminal DLS. Därefter inleder det aktuella benet svingfasen och när detta ben placeras på marken igen vid IC påbörjas nästa GC (se Figur 2).



Figur 2. anger när under GC individen upplever *double limb stance* (DLS) samt *single limb support* (SLS) (Perry & Burnfield, 2010). I bilden illustreras det ben som är i fokus samt det kontralaterala benets position. Detta visar sammanhanget mellan benens positioner i förhållande till varandra under GC.

Base of Support (BoS) beskriver bland annat arean där kroppen har kontakt med golvet. Därför har kroppen större BoS under DLS än vid SLS. Under SLS krävs det bra stabilitet i det belastade benet för att kunna upprätthålla kroppens balans medan det kontralaterala benet är i sving, då BoS är reducerat.

GC består av 4 funktionella *rockers*, som hjälper kroppen under progressionen så att GC avvecklas smidigt (se Figur 3). Den första rocker består av att hälen fungerar som en hävarm då foten får kontakt med golvet. Där vikten förflyttas längs foten tills foten har full kontakt med golvet under LR. Då foten har total kontakt med underlaget inleds den andra rocker som innebär att ankeln fungerar som en vridningspunkt mellan kroppen och underlaget för den fortsatta progressionen. Här rör sig Center of Pressure (CoP) längs hela foten i takt med att belastningslinjen förflyttas framåt. Denna rocker bär en stor del av ansvaret för att upprätthålla stabiliteten under MSt och fram till TSt. Här börjar hälen att lyfta från golvet, där rockerfunktionen överförs till framfoten som den tredje rocker. Här ligger CoP under art. metatarsophalangealis (MTP leden), som på grund av kroppens ökande acceleration fungerar som en hävarm. Den fjärde och sista rocker består av hallux, som är den sista kroppsdel som lämnar underlaget under PSw då svingfasen inleds. Som en kombination av kroppens accelererande progression under den sista delen av stödfasen och de funktionella rockers avges det en *push* som fungerar som en elastisk rörelse och ger framdrift åt det svingande benet, innan det igen placeras på marken under IC.



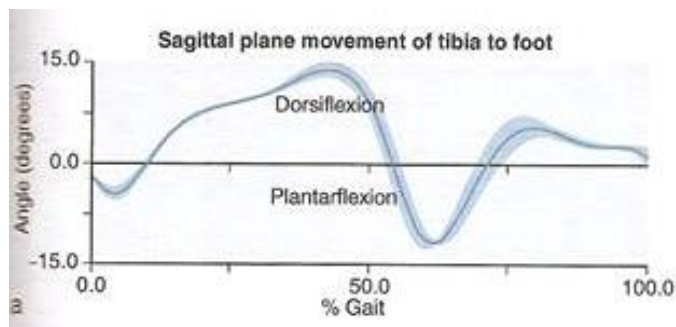
Figur 3. illustrerar de 4 rockers som beskrivs av Perry & Burnfield (2010). Figuren tydliggör när de 4 rockers är aktuella under GC samt hur de fungerar.

2.2 Icke-patologisk gång

Utifrån beskrivningen av Perry och Burnfield (2010), om hur kroppen beter sig under gång finns där 5 fundamentalt viktiga faktorer. (1) Stabilitet för det belastade benet under stödfasen SLS, (2) Markfrigång för det svingande benet, (3) Adekvat repositionering av foten efter svingfasen, (4) Tillräcklig steglängd och (5) Energieffektiv gång.

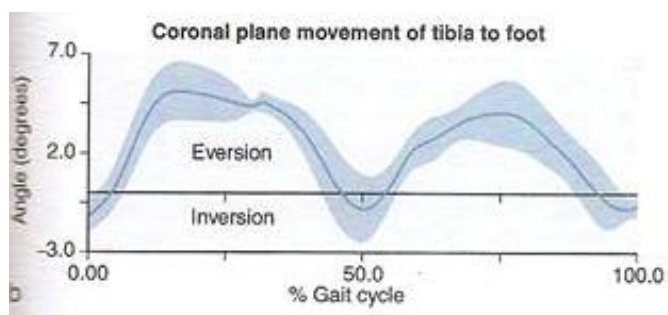
För normal gång eller icke-patologisk gång gäller det att kroppen under IC deaccelererar medan kroppsvikten överförs (Perry & Burnfield. 2010). Stötabsoptionen för hälsens kontakt med underlaget (heel strike) vid IC utlöser en initial knäflexion på 5 grader under LR för att reducera stöten som påverkar kroppen. Under stötabsoptionen sker det en förändring i kroppens belastningsstabilitet, då bägge ben är placerade på marken och Center of Mass (CoM) rör sig framåt och därmed inleder progressionen av det stationära benet. Här är det viktigt med en god stabilitet i det vikt bärande benet då fasen beskriver den sista delen av DLS samt förberedelserna för SLS börjar. Under MSt upprätthålls stabiliteten i det stationära benet samt i överkroppen, så att den positioneras korrekt i förhållande till extremiteterna och därmed påverkar till en energieffektiv gång. Progressionen över den vikt bärande foten fortsätter genom Mst och TSt, där kroppens progression över foten samt belastningen nu ligger under MTP leden. Då det kontralaterala benets svingfas är på väg att avslutas vid IC, övergår GC till DLS och belastningen fördelas på båda benen. Dock är det fortfarande viktigt att upprätthålla stabiliteten i överkroppen och de nedre extremiteterna. Då CoM och belastningen fortsätter framåt inleds PSw och toe-off. Detta är den sista subfasen av stödfasen samt den sista delen av DLS. Här accelererar kroppens progression och extremiteten positioneras till inledningen av svingfasen. Under ISw lyfts foten från marken och denna markfrigång är en av de 5 essentiella faktorerna för gång. Markfrigången är viktig genom hela svingfasen för att reducera fallrisken, och medan benet svingas fram under MSw förbereds det för IC under TSw.

Under gång rör varje kroppssegment sig i förhållande till varandra. Mellan varje segment bildas det vinklar, dessa ingår som kinematisk data i gånganalys. Dessa vinklar beräknas mellan det distala segmentet och det närliggande proximala segmentet (se Figur 4). De nedre extremiteterna består av 3 segment Där foten utgör ett av segmenten trots att foten består av flera individuella leder. På grund av att foten består av så många ben som rör sig i förhållande till varandra är foten en mycket komplex kroppsdel. Under gånganalys är det därför lättare att betrakta foten som ett samlat segment (Perry & Burnfield. 2010). Dessutom beskriver Perry och Burnfield (2010) hur segmenten rör sig i förhållande till varandra genom hela GC. Deras resultat beskrivs i Figur 4. Där vinklarna för subfaserna under GC är angivet.



Figur 4. då ankeln betraktas i sagittalplan kan man se gångcykeln uppdelad i subfaser och vilken typ av vinkel foten befinner sig i under en given subfas (Richards. 2016). Denna figur anger normalvärdena för fotens position. Här anges vinklar som beskriver ankels position där ett positivt värde beskriver en dorsalflexion och ett negativt värden på vinkeln beskriver en plantarflexion.

Ankelns rörelser är essentiella för en stabil gång. Då leden rör sig i alla de tre anatomiska planen är det därför viktigt att betrakta foten utifrån mer än ett plan. När foten betraktas i frontalplanet (se Figur 5), är foten positionerad i inversion under IC. Vid LR när hela foten är placerad i marken är segmentet i en neutral position (Richards. 2016). Strax efter LR ställs foten in i eversion som når sitt maximum under den tidiga delen av MSt och fortsätter fram till TSt, där foten övergår till en liten inversionsvinkel. Då PSw inleds positioneras foten i en eversionsvinkel som fortsätter fram till TSw där foten görs redo för IC och där med ställs i en inversionsvinkel.



Figur 5. illustrerar ankels kinematik i frontalplan under GC (Richards. 2016). Denna figur anger normalvärdena för fotens position. Där ett negativt värde beskriver en inversionsvinkel och positiva vinklar beskriver en eversionsvinkel.

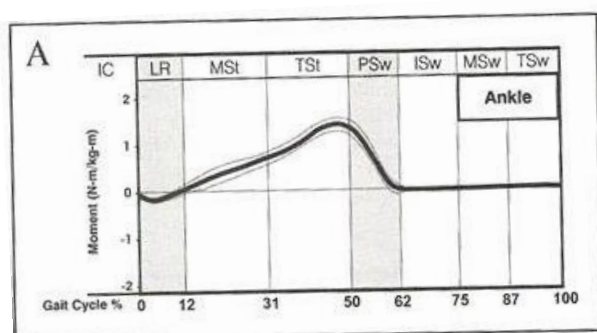
2.2.1 Muskelaktivitet under gång

För att göra varje segment rörligt ställer det stora krav på kroppens muskulatur för att ådstakomma framåt drivning samt för upprätthållande av stabiliteten. Alla musklerna i de nedre extremiteterna är aktiva under GC, men en del arbetar i motsatt förhållande till varandra under subfaserna. Från Electro Myo Graphy (EMG) kan det ses exakt när de olika musklerna är aktiverade och hur länge de är aktiva.

Under IC och LR är m. tibialis anterior och andra dorsalflekterande muskler aktiva, för att säkerställa en väl placerad heel strike (Perry & Burnfield. 2010). Dessutom är m. quadriceps femoris aktiv som har funktionen att extendera knät samt att förhindra flexionskollaps. Dock finns det en aktivitet i hamstringsmuskulaturen, där initial knäflexion uppstår under LR. Under MSt och primärt TSt är plantar flexorerna aktiva. Här spelar m. surae som består av m. soleus och m. gastrocnemius en stor roll för att kontrollera progressionen och stabiliteten under den 2. rocker. Dessutom är m. gluteus maximus och medius aktiva under Mst för att säkra stabiliteten i höften. När PSw inleds aktiveras dorsal flexorerna som är aktiva tills hälen placeras i golvet igen under IC. Från MSw och fram till nästkommande IC är m. biceps femoris och m. semimembranosus aktiva. Under TSw aktiveras m.

quadriceps femoris då benet kontrollerat förberedas till nästa heel strike. Man kan också se aktivitet i adduktörerna, m. semitendinosus samt m. gluteus maximus och medius som ger stabilitet medan benet är i luften under svingfasen.

Då varje segment rör sig både till följd av tyngdkraften och framdriften som musklerna genererar, uppstår det ett inre- samt yttre moment kring lederna som är motsatta varandra. Det inre momentet är det moment som musklerna genererar för att motstå externa krafter samt för att upprätthålla stabiliteten och det yttre momentet är det kroppen utsätts för externt (Richards. 2016). Beroende på avståndet mellan en given led och GRF samt vilken sida av leden GRF befinner sig bestäms storleken på momentet samt vilken typ av moment som genereras. Moment beräknas utifrån ekvationen: $\text{moment (M)} = \text{kraft (GRF)} \times \text{det vinkelräta avståndet till leden (r)}$. Givet är då att när GRF går direkt genom leden med avståndet, $r = 0$, är momentet = 0. När man undersöker hur ankeln påverkas kinetiskt framgår det att när GRF ligger posterior om ankelleden uppstår det ett yttre dorsalflekterande moment och när kraften ligger anterior uppstår det ett yttre plantarflekterande moment (Perry & Burnfield. 2010) (se Figur 6). Vilket innebär att det yttre momentet under IC och LR är ett litet dorsalflekterande moment som strax går över till att bli ett plantarflekterande moment från MSt till PSw, då foten lyfts från marken och benet inte längre påverkas av den externa kraften, GRF.



Figur 6 visar det moment foten genererar i sagittalplan under GC (Perry & Burnfield. 2010). Ett negativt värde i denna figur anger ett plantarflekterande moment och ett positivt värde beskriver ett dorsalflekterande moment.

2.3 Perifer neuropati

Perifer neuropati kan uppstå som en konsekvens av diabetes mellitus (DM) (Sundhed.dk). DM typ II är i vardagligt språk definierat som en välfärdssjukdom med bakgrunden av att det primärt utvecklas hos individer med övervikt samt att den genomsnittliga livslängden på befolkningen har ökat. I Danmark är prevalensen för registrerade diabetiker 250.000 år 2012. Där det antas att siffran stiger med 20,000 per år. Danska siffror visar att prevalensen stiger med ökande ålder. I gruppen med människor i åldern 60–70 år är prevalensen bland kvinnor ca 11% och hos män ca 15%. Till följd av diabetes mellitus typ II finns det risk för att utveckla andra komplikationer och det syns en stor tendens i att det är en kombination av flera komplikationer. De komplikationer som förekommer mest är perifer neuropati samt perifera vaskulära komplikationer, som nedsatt blodcirkulation. Dessutom uppstår det ofta strukturella och funktionella komplikationer med bakgrund av ovanstående. Benämningarna perifer neuropati och polyneuropati används till att beskriva ett tillstånd hos en person där nerverna i det perifera nervsystemet skadas varvid den motoriska och somatosensoriska förmågan förloras (Johannessen. 2013). När individer drabbas av perifer neuropati påverkas den motoriska kontrollen och det autonoma nervsystemet (Fagius & Aquilonius. 2006, kapitel 6). Polyneuropati är progressiv och den distala delen av extremiteterna påverkas först varav de nedre extremiteterna primärt påverkas.

2.4 Patologisk gång

Till följd av den somatosensoriska påverkan av polyneuropati förloras ankel-reflexerna (Johannessen. 2013). Ankeln motoriska kontroll är essentiell för förmågan till gång samt till att upprätthålla dynamisk stabilitet under gång (Rao & Aruin. 2006). När detta uteblir kan det medföra instabilitet och därav ökad rörelse i överkroppen för att upprätthålla adekvat position under gång (Dickstein, Shupert & Horak. 2001). Gången hos personer med polyneuropati har ett annat mönster då nedre extremitetens muskulatur påverkas (Raspovic. 2013). Muskelstyrkan i ankeln är signifikant reducerat vilket är en av de avgörande faktorerna för ett förändrat gångmönster (Alam et al. 2017). Denna instabilitet under gång medför en större fallrisk och individer med diabetisk perifer neuropati (DPN) har en ökad risk jämfört

med diabetiker vars sensorik är intakt (Cavanagh, Derr, Ulbrecht, Maser, & Orchard. 1992). Det tyder på att den sensoriska feedbacken från underlaget spelar en viktig roll för att upprätthålla stabilitet såväl som kroppens proprioceptiva förmåga under gång. Baserat på detta är gånghastigheten och steglängden signifikant reducerat hos personer med DPN jämfört med friska individer i samma åldersgrupp (Alam et al. 2017). Vid användning av EMG har man utmätt att, muskelstyrkan hos individer med perifer neuropati samt historik om tidigare neuropatiska fotsår är signifikant reducerat jämfört med diabetiker med perifer neuropati utan fotsårshistorik och diabetiker utan polyneuropati (Raspovic. 2013). Studien av Geboers, Drost, Spaans, Kuipers och Seelen (2002) visar att m. tibialis anterior aktiviteten hos alla individer med unilateral dorsalflexion perifer pares har avvikande mönster i de första 15% av GC.

2.4.1 Ankelns kinematik

Vid observation av den kinematiska datan för ankeln finns det indikationer på att deltagare med tidigare historik om neuropatiska fotsår har reducerat RoM vid gång jämfört med diabetiker utan historik om fotsår (Raspovic. 2013). Generellt finns det en reduktion i ankelns RoM i sagittalplan hos individer med DPN och denna är signifikant förändrad under stödfasen (Gomes, 2011; Hazari, 2016; Rao, 2010; Savelberg, 2009; Yavuzer, 2006). Det har visats att individer med DPN är begränsade i både dorsalflektion samt RoM i knäleden under flexion samt extension (Hazari, 2016; Raspovic, 2013). Det innebär att knät inte är fullt utsträckt under IC vilket är essentiellt för en god heel-strike (Perry & Burnfield. 2010).

Eftersom att foten inte kan dorsalflektera tillräckligt samt att muskulaturen är markant reducerat uppstår det som kallas för ett fot-slap. Detta påverkar LR då framfoten träffar marken för tidigt och förkortar därmed IC-fasen vilket leder till att stötaborptionen försämras och den första rocker påverkas. När CoP flyttas framåt och kroppens progression börjar under MSt ser man normalt en acceleration, men hos personer med DPN reduceras denna acceleration avsevärt vilket bland annat beror på en minskad gånghastighet samt stabilitet vid framdrivning (Hazari. 2016).

På grund av den reducerade accelerationen kommer den andra rockern att bli påverkad och därmed begränsas progressionen (Perry & Burnfield. 2010). När hälen under TSt börjar lyfta och den tredje rockern inleds, blir denna begränsad på grund av reducerad RoM i MTP leden (Alam, 2017; Perry, 2010). På grund av den reducerade aktiva plantarflektionen påverkas Psw samt push-off och eftersom att muskelstyrkan är nedsatt påverkar detta den fjärde rocker (Perry & Burnfield. 2010). Dessutom förekommer det en begränsad rörelse i frontalplan under stödfasen (Fernando, 2016; Savelberg, 2009; Sawacha, 2009; Sawacha, 2012). För individer med fotsår eller fotsårshistorik är reduktionen i RoM begränsat till utebliven inversionsvinkel under GC. Detta betyder att foten har en konstant eversionsvinkel under hela GC. För individer med DPN utan fotsårshistorik, är denna reduktion i RoM inte lika stor jämfört med normala värden hos friska personer (Fernando, 2016; Savelberg, 2009; Sawacha, 2009; Sawacha, 2012). Inversionsvinkeln för denna grupp individer är begränsad, men inte utebliven. För denna populationsgrupp gäller det därför att inversionsvinkeln under IC och LR är utan anmärkningar, då den begränsade inversionsvinkeln börjar vid starten av MSt och sträcker sig fram till Psw. Under Psw då foten går över till en eversionsvinkel, ökar denna vinkel hos individer med DPN i förhållande till friska individer, där denna ökning sträcker sig fram till TSw och foten ställs i en inversionsvinkel. Resultatet från Rao, Saltzman og Yack (2010) tyder på att rörelser hos individer med DPN påverkas tidigare i frontalplanet än i sagittalplanet.

2.4.2 Ankelns kinetik

Till följd av delade meningar angående huruvida momentet är reducerat eller ökat hos denna gruppen är det svårt att fastställa ett definitivt svar. Med avseende på kinetiken i sagittalplan påvisade en studie att deltagarna med diabetisk perifer neuropati hade en 30% större PF moment i ankeln jämfört med friska individer under 40% av stödfasen (Savelberg, 2009), dock var detta moment inte statistiskt signifikant. Sawacha et al. (2009) är enig i dessa resultat men påvisar ett signifikant ökat moment för individer med DPN. Det förekommer dock mer evidens för att individer med polyneuropati uppvisar ett signifikant reducerat plantarflekterande moment i ankeln jämfört med friska individer (Fernando, 2013; Hazari, 2016; Rao, 2010; Yavuzer, 2006).

En viktig begränsning i litteraturen är den tredimensionella analysen av foten och ankeln i frontalplan. Det finns tillräckligt med evidens på hur ankeln rör sig i sagittalplan och vilka kinetiska data som därmed genereras, men det finns en stor brist på kinetiska data i frontalplan. Till följd av

begränsad evidens rörande ankelns moment i frontalplan hos individer med DPN kan det antagas att ett reducerat RoM i inversion samt eversion medför ett reducerat moment i ankeln (Fernando, 2016; Savelberg, 2009; Sawacha, 2009; Sawacha, 2012). Då det är brist på evidens inom detta område är det därför svårt att med säkerhet fastställa när reduktionen inträffar i GC och om den är signifikant i förhållande till friska individer. Katoulis et al. (1997) rapporterade dock om ett ökat moment i frontalplanet, men det är inte angivet huruvida det är en ökning i både inversion och eversion samt när under GC det inträffar.

2.5 Behandling

Hos individer med perifer neuropati används ofta AFO till att förbättra gångfunktionen som en del av den kliniska behandlingen (Geboers et al., 2002). Ramstrand och Ramstrand (2010) beskriver en tendens där rigida AFO förbättrar stabiliteten under statiska situationer och utgör begränsningar för dynamisk balans samt att flexibla ortoser visats ha en god påverkan på kontrollerade rörelser i sagittalplanet för både statiska och dynamiska situationer samt att förbättra stabiliteten under gång.

Fokuset för interventionsstudier innefattande patienter med DPN och gångstörningar har mestadels legat på att reducera fallrisken samt att förebygga diabetiska fotsår (Alam et al., 2017). Distal neuropati vilket är den vanligaste typen av sensorisk perifer nervskada kan också involvera den motoriska funktionen av foten och ankeln. Distal motorisk neuropati resulterar i muskelsvaghet vilket leder till svårigheter med att dorsalflektera fotbladet (Zernich, Dowell & Tolchin, 2008). Då den sensoriska samt motoriska kontrollen är nedsatt försämras fotens förmåga att lyfta sig från golvet och därmed förbereda sig för nästa steg. Till följd av detta kan dessa individer vara benägna att snubbla samt att släpa foten i golvet under svängfasen (Zernich et al., 2008).

2.5.1. Dynamisk AFO

Flertalet dynamiska modeller av AFO assisterar dorsalflektionen och lyfter därmed fotbladet. Dessa AFO är ett effektivt hjälpmedel om foten har möjlighet att positioneras i en plantigrad attityd, då ingen kontraktur i ankeln finns samt när RoM i ankeln och foten ligger inom normalvärdena (Zernich et al., 2008). Många modeller är anpassade för att passa i en sko. Skon ger då en stabiliserande effekt om fotbladet på ortosen är plant utan medialt eller lateralt stöd. Individuella skoinlägg bör också användas i sko för att skydda den känsliga foten från ortosens fotplatta (Zernich et al., 2008). Dessa AFO är generellt prefabricerade eller individuellt tillverkade av polypropylene eller kolfiber (Zernich et al., 2008).

Individer med svår neuropati har vanligen besvär med balans och gångförmåga. Delvis för att de får liten eller ingen sensorisk information i form av feedback, som friska människor får från fotens plantara yta (Groner, 2017). Om ankeln saknar nödvändig feedback från fotens plantara yta rubbas den kinetiska kedjan vilket resulterar i svårigheter att bibehålla stabilitet vid gång samt stillastående (Groner, 2017). Ett vanligt problem som individer med DPN kan stöta på, är att gå på samt att hålla balansen på ett ojämnt underlag. Studien av Richardson, Thies, DeMott & Ashton-Miller (2004) undersökte gång på ojämnt underlag hos äldre individer med perifer neuropati. AFO som användes var en semirigid modell med medialt samt lateralt stöd. Studien visade att AFO minskade variationen i stegbredd vilket författarna menar är ett tecken på ökad medialolateral stabilitet. Studien föreslår alltså att AFO förbättrade balansen i frontalplanet.

En aspekt värd att beakta vid förskrivning av AFO är huruvida det skulle leda till en minskad muskelaktivitet på längre sikt då rörligheten begränsas av en AFO. Studien gjord av Geboers et al. (2002) visar på en minskad EMG aktivitet av ankelns dorsalflektorer vid användande av en dynamisk modell av AFO. Resultatet visar att AFO minskar muskelaktiviteten direkt när användningen påbörjas. Dock visar det ingen generell minskad muskelaktivitet vid en längre tids användande på 6 veckor.

2.5.2 Rigid AFO

En rigid AFO begränsar ankelns rörlighet för att minska dorsalflektion eller plantarflektion under stödfasen (Nawoczenski & Epler, 1997). Designen främjar en fri svängfas under MSt samt ger ankeln och foten stabilitet under LR (Nawoczenski & Epler, 1997). Studien av Vistamehr, Kautz & Neptune, (2014) undersöker hur en rigid AFO påverkar framåt drivet samt dynamisk balans hos friska individer.

Det diskuteras i artikeln att ankelns plantarflexorer troligen är ansvariga för de viktiga biomekaniska funktionerna förändrad gånghastighet samt förändrad gångriktning.

En solid AFO begränsar ankelns rörelser samt plantarflexion, vilket enligt resonemanget då skulle begränsa gånghastighet samt riktningförändring i gången. Resultatet från studien av Vistamehr et al. (2014) visar att när AFO begränsar ankelns RoM begränsas framåtdrivet samt förändring av gånghastighet samt gångriktning. Författarna föreslår således ett mer restriktivt förhållningssätt till rigida AFO samt ett noga övervägande då de förskrivs till patienten. Ett argument för användandet av rigid AFO i behandling av perifer neuropati är enligt Groner (2017) att använda sig av begränsningsteorin. Vilket innebär att: Då frihetsgraderna i ankeln begränsas, tillåter det patienten att kontrollera de parametrar den lättare kan styra. Om patienten har rörlighet i en led som de inte har någon kontroll över finns det därför en fördel att fixera patienten i en optimal position (Groner, 2017). Då ankeln är rigid och patienten står på en stabil bas används de proximala balansmekanismerna som knän och höft mer effektivt vilket gör att patienten känner sig stadigare (Groner, 2017). Då ortosen inte är ledad kan man använda en kil under hälen för att främja framåtdrivning i steget. Det framgår också i artikeln att rigida AFO inte är vanligt som behandling till neuropati patienter. En orsak som nämns är, att kliniker inte tror att de är användbara. I artikeln diskuteras att kliniker inte ska låsa sig helt vid patientens diagnos vid förskrivning av AFO. Utan fråga sig vad patienten har för individuella förutsättningar, som exempelvis muskelstyrka och RoM. För att utifrån dessa parametrar förskriva den mest lämpade AFO (Groner, 2017). Dessutom diskuterar Groner (2017) alternativa modifieringar av den rigida AFO, som att göra den rigida AFO mer dynamisk genom att successivt tillåta mer rörlighet i ankeln. Detta är kopplat till patientens individuella framsteg samt vilken typ av neuropati som är aktuell, vilket avgör om det är möjligt att träna upp stabiliteten. Det är värt att nämna att Groner (2017) inte utfört en randomiserad kontrollstudie utan författaren bygger sina teorier på beprövad klinisk erfarenhet där han har erhållit mycket goda resultat.

3 Syfte

Syftet med studien är att undersöka hur ankeln påverkas i förhållande till kinematiska samt kinetiska variabler vid applicering av en flexibel AFO i form av en kolfiber ToeOFF samt vid låsning av ankeln med hjälp av gipslindor. Interventionen med gipslindor ska illustrera en rigid AFO då syftet med gipsningen var att låsa ankeln och efterlikna en rigid AFO. Datan samlas in i frontalplan samt i sagittalplan på grund av att det är i dessa två plan som kliniker i sitt dagliga arbete undersöker biomekaniska parametrar. Fokuset ligger på att undersöka vinkeln i ankeln samt det moment som genereras i den dynamiska situationen i gånglaboratoriet. Våra förhoppningar är att resultatet ska kunna användas som en pusselbit till den större helheten vid AFO-behandling av patienter med perifer neuropati, med stabilitetsproblem i ankelleden. Vår hypotes är att kunna se en skillnad i hur de två interventionerna påverkar ankelns kinematik samt kinetik i den dynamiska situation som de 5 testpersonerna utför.

4 Material och metod

4.1 Deltagare

Studiedesignen är en tvärsnittsstudie (Cross-sectional study) (Hafner, 2008), där utgångspunkten är en grupp testpersoner som beskrivs samt observeras under en vald tidpunkt. Till studien rekryterades 5 friska individer i åldersspannet 23-24 år från Hälsohögskolan i Jönköping. 1 man samt 4 kvinnor (medelålder [år]: $23,20 \pm 0,45$, medelvikt [kg]: $70,16 \pm 9,95$ och medellängd [m]: $1,69 \pm 0,12$). Till följd av begränsade resurser i tid samt ekonomi valde vi att rekrytera yngre friska deltagare istället för äldre deltagare med diabetisk perifer neuropati

Vi är medvetna om att neuropati oftast drabbar den äldre delen av befolkningen, vilket därför beaktas. Inklusionskriterierna för deltagarna i studien var ett självrapporterat gott hälsotillstånd samt en förmåga till obehindrad gång. Deltagare med muskulära samt skelettära sjukdomar exkluderades. Deltagarna rekryterades med skriftlig kontakt via sociala medier.

4.2 Etiska överväganden

Samtliga deltagare gav både muntligt samt skriftligt godkännande till sitt deltagande i studien. De blev också informerade om att deltagandet var frivilligt och, att de när som helst under studiens gång hade möjlighet att avsluta sitt deltagande utan konsekvenser eller motiveringar. Etisk egengranskning enligt Jönköping University's anvisningar (se Bilaga 1) har tillämpats. Ingen etisk prövning från etiknämnden har utförts, dock har arbetet utförts forskningsetiskt baserat på forskningsetiska principer (Vetenskapsrådet. 2002).

4.3 Datainsamling

Tre-dimensionella data samlades upp av rörelsesanalyssystemet QTM (Qualisys Track Manager) och 11st kameror av modell Oqus 300 med capture frequency på 100Hz. Två stycken kraftplattor av systemet AMPTI med en capture frequency på 1000Hz var placerade på golvet på längs halva walkwaysträckan på 10m. Systemet kalibrerades innan datainsamlingen med en $SD=0,71$ [mm]. 15 reflekterande markörer applicerades på kroppen, enligt Lundbergs skin marker model för nedre extremiteter (Weidow, Tranberg, Saari & Kärrholm. 2006): os. sacrum, samt bilateralt på; SIAS (Spina Iliaca Anterior Superior), malleolus lateralis, os. calcaneus, os. metatarsi II, art. Genus, tuberositas tibia och basis patella.

Som intervention valdes:

- (1) låsning av ankeln med hjälp av gipslindor på höger underben (se Figur 7) samt
- (2) applicera ankel-fot-ortosen ToeOFF (Camp Scandinavia AB. 2018) på höger ben (se Figur 11).



Figur 7. visar uppsättningen för gips-interventionen.

Figur 8. visar uppsättningen för ToeOFF-interventionen.



Figur 10. visar de skor som används under gips-interventionen sett bakifrån.



Figur 9. visar gips-interventionens sko sett framifrån.



Figur 11. visar gips-interventionens sko sett från sidan.

Alla deltagare fick möjlighet till två minuters tillvänjningsperiod med de två olika interventionerna. Efter tillvänjningsperioden gick varje testperson i en självvald hastighet längs en uppmärkt walkway på 10m. Sex framgångsrika gångsessioner genomfördes och registrerades för varje deltagare. Gångsessionerna har namngivits till Series 1-5, Där en Series motsvar medelvärdet för sex gångsessioner för en testperson. Totalt undersöks fem testpersoner vilket innebär totalt fem Series. Tre där höger fot träffade kraftplattan samt tre där vänster fot träffade kraftplattan. Startpunkten för varje deltagares gångsession justerades för optimal träff på kraftplattorna, de tillfällena med utebliven träff togs om. Varje deltagare fotograferades i frontalplan och sagittalplan samt filmades. Alla

testpersoner försågs med skor som de bar i samband med gipset. Figur 7, 8, 9 och 10 visar skomodellen som användes under gips-interventionen.

Under gipsningen fixerades ankelleden i en låst position. Gips-interventionens syfte är att simulera effekten av en rigid ankel-fot-ortos. Gipsningen ägde rum i Ortopedingenjör-programmets patientundersökningslokaler på Högskolan i Jönköping och varje testperson startade med gipsning. Underbenet gipsades cirkulärt med start från vadmuskulaturens bredaste ställe och vidare nedåt med stopp strax proximalt om art. metatarsophalangaea proximalis. Underbenet positionerades parallellt med vertikalen med en 90 graders vinkel i knäleden. Ankeln positionerades i ca 7 graders plantarflexion, motsvarande 1,2cm klackhöjd. Det användes 15cm *Gypsona gipslindor* i fyra lager med strumpa och skena under gipset. Det applicerades en 5 lagers longette på calcaneus samt en 4 lagers longette anteriort på underbenet för att öka hållfastheten på gipset och undvika sprickbildning. Detaljerad beskrivning av gipsproceduren samt vilken utrustning som användes kan ses i Bilaga 2. I den andra interventionen användes en ToeOFF av storleken medium. Den lånades från Ortopedingenjör-programmets avdelning på Jönköping University. Under gångsessionerna med ToeOFF använde deltagarna egna skor. Dessa skor var av modellen sportsko med god passform samt snörning. ToeOFF placerades i skon med skons egna sula ovanpå för att förbättra komforten under gångsessionen.

4.4 Dataanalys

Gångfaserna uppdelades utefter ett specialgjort matematiskt script i programmet Visual 3D v6 x 64 med fokus på stödfasen, från IC till ISw, av höger ben. Ankelns kinematiska och kinetiska data blev utifrån scriptet skapat med en normaliserings data på 101 för stödfasen, vilket motsvarar 62% av gångcykeln. Beräkningarna av den kinematiska samt den kinetiska datan för ankeln under de två interventionerna utfördes av programmet IBM SPSS statistics v. 25 (Göran. 2014). Shapiro-Wilks test valdes för att göra ett normalfördelningstest på datamängderna samt signifikansnivå 0,05 användes vid testet. Eftersom att datan inte var normalfördelad för någon deltagarna samt att stickprovet inte heller tillåter ett giltigt antagande angående populationens fördelning, gjordes ett icke-parametriskt test. Dessutom är det ett litet stickprov (n = 5) samt att det utfördes två interventioner på samma stickprov. Därför användes Wilcoxon's teckenrangtest (Göran. 2014) för att bestämma effekten av varje intervention (med gips - med ToeOFF) inom gruppen. Vår nollhypotes löd att det var en signifikant skillnad mellan varje test. För att skillnaden skall vara signifikant krävs $p < 0,05$. Genom att tillämpa ett icke-parametriskt test samt att minska risken för att göra ett typ 1 fel, begränsas studiens power (Göran. 2014).

5 Resultat

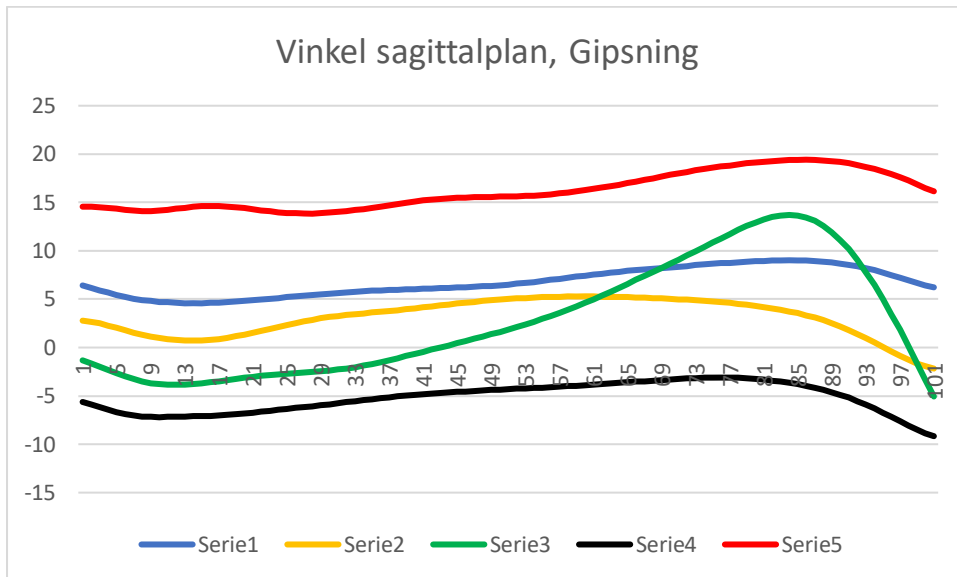
Den statistiska datan från Wilcoxon's teckenrangtest som kan ses i Tabell 1 visar signifikansnivån för det interna testet mellan gips- och Toe OFF-interventionen. Det interna testet innebär att data från de två interventionerna för varje testperson jämförs inbördes.

Tabell 1. Signifikansnivå, $p < 0,05$, är angivet för Wilcoxon's teckenrangtest där de två interventionerna jämförs inbördes. De 4 variabler som ses i den vänstra kolumnen; (1) vinkel i sagittalplan, (2) vinkel i frontalplan, (3) moment i sagittalplan och (4) moment i frontalplan. X anger de variabler som är kopplade till sagittalplanet och Y anger de variabler kopplade till frontalplanet. De 5 testpersonerna är angivna i de 5 kolumnerna till höger (Series 1 - Series 5). Under de 5 testpersonerna (series 1 – series 5) anges den statistiska signifikansnivån som uppmättes mellan de två interventionerna.

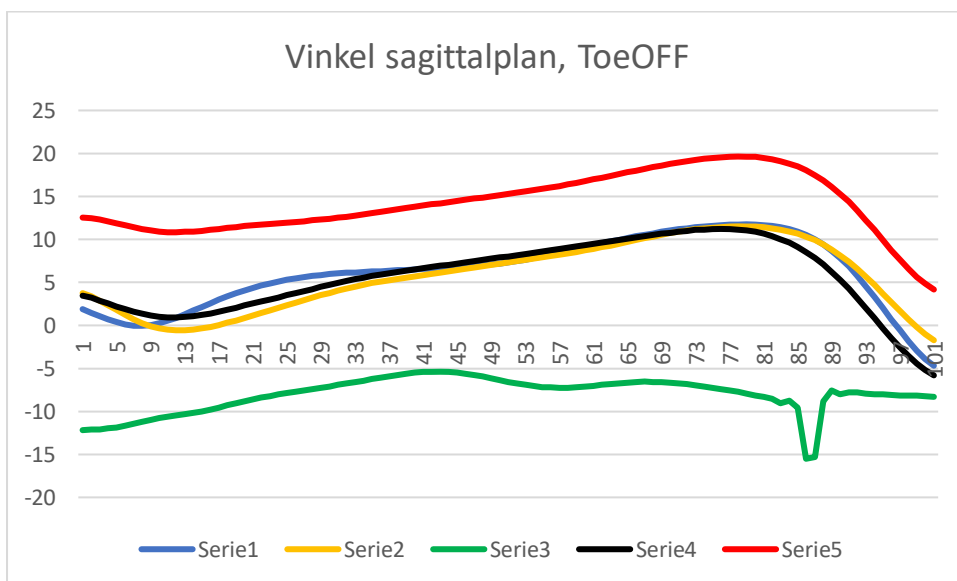
	Series 1	Series 2	Series 3	Series 4	Series 5
Vinkel sagittalplan (X) [degrees]	p = 0,867	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
Vinkel frontalplan (Y) [degrees]	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
Moment sagittalplan (X) [Nm/Kg]	p = 0,000	p = 0,264	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
Moment frontalplan (Y) [Nm/Kg]	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,028	p = 0,000

5.1 Kinematik

Vid en direkt analys mellan de två interventionerna visade gips-interventionen en signifikant begränsning ($p = 0,000$) i ankelns RoM i sagittalplan hos 4 av deltagarna (se Tabell 1, Series 2-5). Resultatet för Series 1 var därför icke signifikant ($p=0,867$). För den insamlade datan i frontalplan var resultaten signifikanta för alla deltagarna (se Tabell 1).

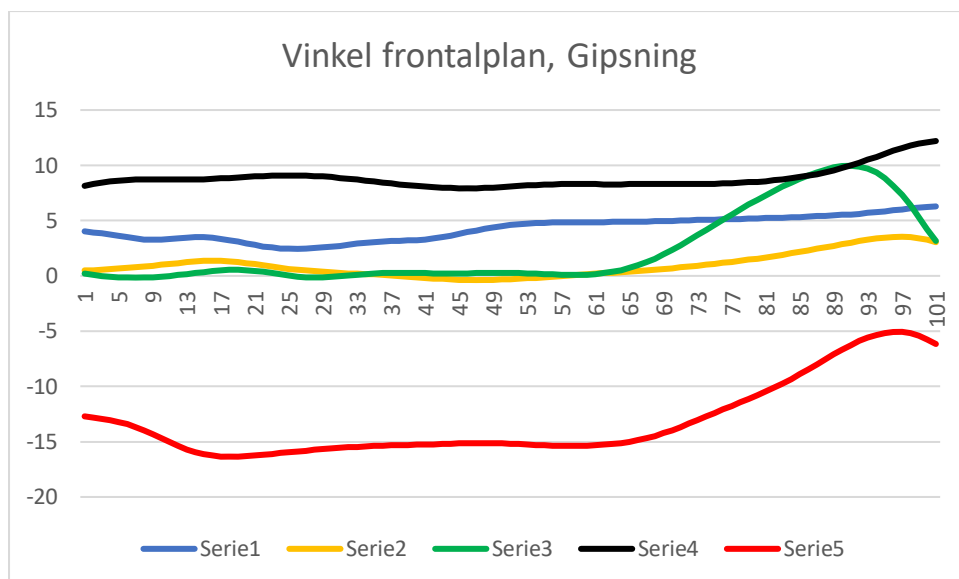


Figur 12.A

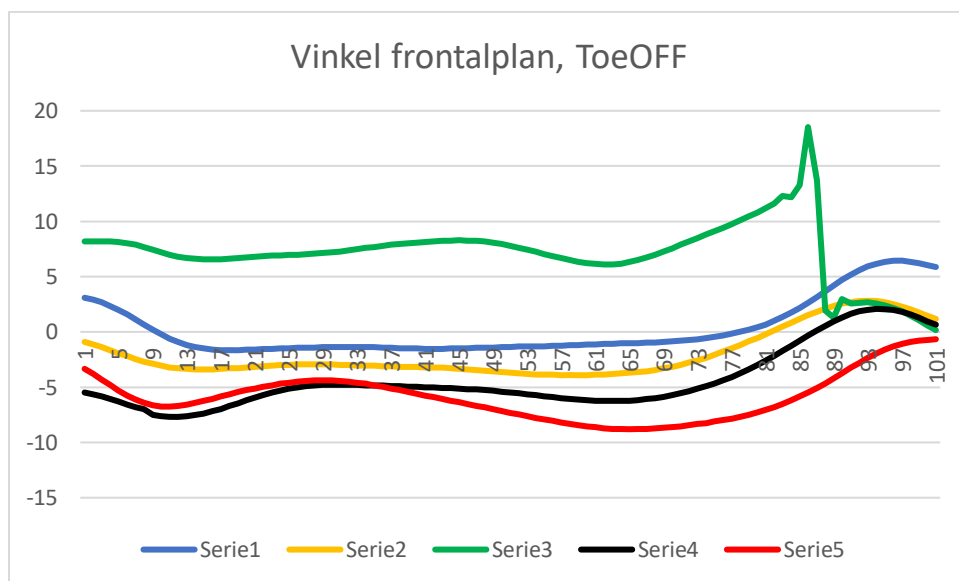


Figur 12.B

Figur 12. visar ankeln i sagittalplan. (12.A) illustrerar den första interventionen med gipslindor och bild (12.B) den andra interventionen med en flexibel AFO, ToeOFF. Varje kurva illustrerar genomsnittet av de 6 gångsessioner utförda av en person, och där av 5 kurvor för alla de 5 testpersonernas individuella GC. Figurens x-axel beskriver stödfasen 62% av GC fördelat på 101 frames. Figurens y-axel visar vinkeln i ankeln, där negativa värden beskriver en plantarflexion och positiva värden beskriver en dorsalflexion.



Figur 13.A

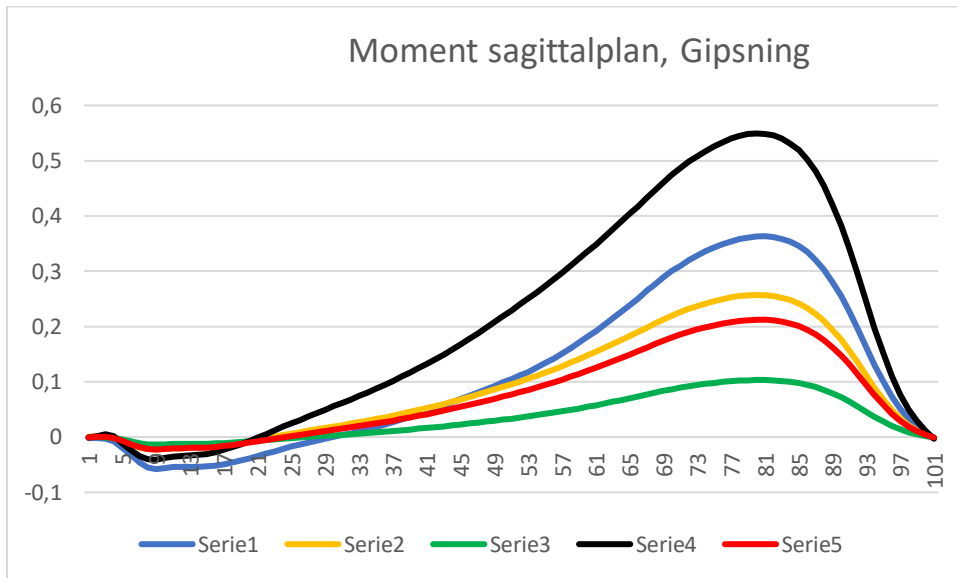


Figur 13.B

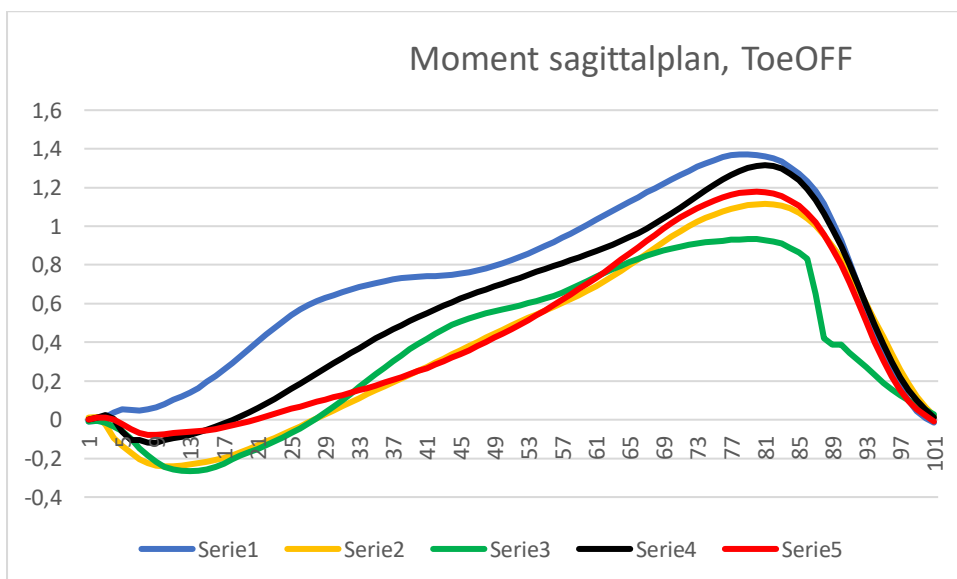
Figur 13. visar en illustration av vinkeln i ankeln i frontalplanet. (13.A) visar den första interventionen med gipslindor och (13.B) den andra interventionen med ToeOFF. Varje kurva illustrerar genomsnittet av de 6 gångssessioner utförda av en person, och där av 5 kurvor för alla de 5 testpersonernas individuella GC. Figurens x-axel beskriver stödfasen 62% av GC fördelat på 101 frames. Figurens y-axel visar vinkeln i ankeln. Där negativa värden beskriver en inversionsvinkel och positiva värden beskriver en eversionvinkel.

5.2 Kinetik

Under stödfasens olika subfaser genererades det hos 4 av de 5 deltagarna ett signifikant reducerat yttre plantarflekterande moment i ankeln ($p = 0,000$), under gips-interventionen jämfört med appliceringen av ToeOFF (se tabell 1). Moment datan i sagittalplan från Series 2 var icke signifikant ($p = 0,264$). Momentet i frontalplanet, som genererades under gången med gips, är signifikant mindre jämfört med gången där ToeOff applicerades hos de 5 deltagare (se Tabell 1).

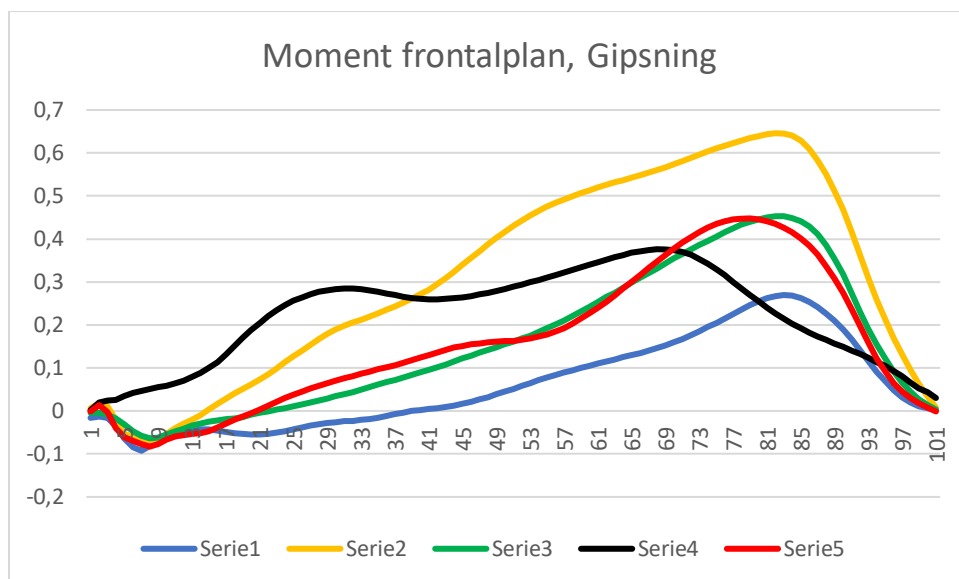


Figur 14.A

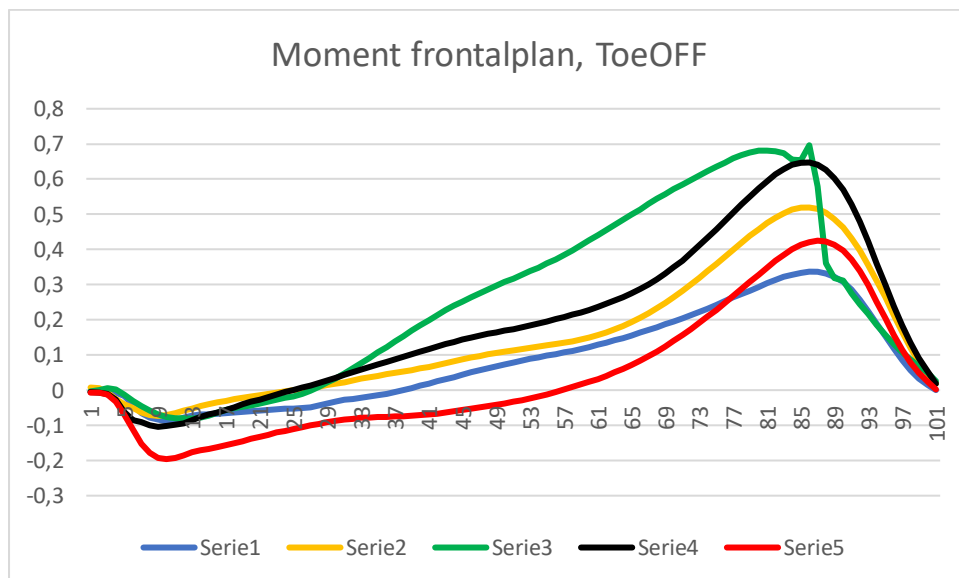


Figur 14.B

Figur 14. visar momentet i ankeln i sagittalplan. (14.A) illustrerar den första interventionen med gipslindor och (14.B) den andra interventionen med en flexibel ToeOFF. Varje kurva illustrerar genomsnittet av de 6 gångsessioner utförda av en person, och där av 5 kurvor för alla de 5 testpersonernas individuella GC. Figurens x-axel beskriver stödfasen 62% av GC fördelat på 101 frames. Figurens y-axel visar vinkeln i ankeln. Där negativa värden beskriver en plantarfleksionsvinkel och positiva värden beskriver en dorsalflexionsvinkel.



Figur 15.A



Figur 15.B

Figur 15. Är en illustration av det moment som genereras i ankeln i det frontala planet. (15.A) visar den första interventionen med gipslindor och (15.B) den andra interventionen med ToeOFF. Varje kurva illustrerar genomsnittet av de 6 gångsessioner utförda av en person, och där av 5 kurvor för alla de 5 testpersonernas individuella GC. Figurens x-axel beskriver stödfasen 62% av GC fördelat på 101 frames. Figurens y-axel visar vinkeln i ankeln. Där negativa värden beskriver en inversionsvinkel och positiva värden beskriver en eversionsvinkel.

6 Diskussion

6.1 Metoddiskussion

Syftet med denna studie är att utvärdera hur ankeln påverkas vid låsning av höger ankeln med gips samt applicering av en ToeOFF på deltagarna under dynamiska situationer. Utifrån hur ankeln påverkas kan det utvärderas vilken typ av AFO som lämpar sig bäst för att förbättra gångfunktionen hos individer med perifer neuropati. Vi förväntar oss att kunna se en skillnad i hur de två interventionerna påverkar ankels dynamiska kinematik och kinetik.

6.1.1 Deltagare

I studien användes friska individer, 1 man samt 4 kvinnor. Totalt 5 deltagare i åldersspannet 22-24år. Rekryteringen av deltagare ägde rum lokalt i Jönköping. Utefter våra förutsättningar samt våra tillgängliga resurser valdes unga friska deltagare ut till studien. På grund av begränsade ekonomiska resurser fanns det inte möjlighet att rekrytera patienter med perifer neuropati. Vi är medvetna om att åldersfördelningen samt könsfördelningen inte var jämt fördelat i gruppen samt att individer som drabbas av DPN är oftast omkring 60år och den största delen är män (Sundhed.dk). En stor begränsning i vår studie är därför urvalet av unga friska individer som skall illustrera hur ankeln påverkas hos individer med perifer neuropati. Vi hade troligen fått en mer rättvisande bild om vi använt oss av äldre individer med neuropati samt haft en jämnare könsfördelning. Det förekommer dock flertalet studier som använder friska individer för att undersöka kinematiska samt kinetiska data i ankeln ankel (Baier, 1998; Richards, 2016; Vistamehr, 2014), vilket indikerar för oss att det är möjligt att använda sig av friska individer i studier. Däremot använder dessa studier individer som är åldersmatchade med den typiska gruppen människor med perifer neuropati.

6.1.2 Interventionerna

Till gånganalysen valdes en ToeOFF samt låsning av ankeln med hjälp av gips för att utvärdera den kinematiska samt kinetiska skillnaden. Utefter de förutsättningar som fanns beslöt vi oss för att fixering av ankeln via vår gipsmetod var det bästa alternativet till att låsa ankeln utan att påverka övriga parametrar i allt för stor grad. Vi är dock medvetna om att då gipsningen inneslöt större delen av underbenet samt foten att det kan ha påverkat musklernas arbete vid gång. Vi gjorde en tjock gipsning med longetter för att förhindra sprickbildning samt oönskad rörelse innanför gipset. Det kan inte uteslutas att det kan ha bildats sprickor. Syftet med gipsningen var att låsa ankeln för att simulera effekten som ett rigidt hjälpmedel har i ankeln. Enligt vår bedömning lyckades vi med att uppnå effekten av en låst ankel med gipsningstekniken. På grund av begränsade resurser fanns det inte möjlighet att använda individanpassade ortoser med låst ankel till testpersonerna. Punkter som vi hade kunnat göra annorlunda vid datainsamlingen var att ha undersökt RoM i ankeln på våra testpersoner. Framför allt sagittalplan samt i frontalplan. Då hade vi kunnat jämföra testpersonernas individuella förutsättningar med den datan vi fick fram. Vid gångsessioner utan hjälpmedel på våra testpersoner hade vi kunnat jämföra den normala gången med ToeOFF-interventionen samt med gips-interventionen. 3 gångsessioner behövdes göras om på grund av problem med laboratorie- utrustningen. Dessa tre gjordes om samma dag.

6.1.3 Datainsamling

Metoden gånganalys med gång på plant underlag valdes med bakgrund av att det är en erkänd metod för att analysera gång, den är både reliabel samt valid. I detta sammanhang beskriver begreppet reliabilitet att gånganalys är en metod som testats flertalet gånger vilket innebär att det idag är en väletablerad metod för att fånga upp objektiva data hos individer under dynamiska situationer. Gånganalys är därför en metod som kan testa samt re-testa, vilket gör metoden reliabel. När det nämns i ett sammanhang av modeller för markörplacering, är det fråga om huruvida de kan testas och re-testas samt att toleransen hos de olika modellerna är så liten som möjligt. Validiteten i samband med gånganalys innebär att man genom denna metod ska kunna nå samma resultat så länge man är konsekvent med markörplaceringen. Validiteten är också kopplad till en medvetenhet om felkällor som kan uppstå vid en gånganalys. Som exempelvis rörelse av mjuk vävnad där en markör är placerad. Medvetenhet om felkällor leder således till att man mäter det man avser mäta.

Studien av Vistamehr et al. (2014) använde sig av löpband i sin metod vilket är en fördel då en exakt hastighet önskas, men en nackdel när gången sker på ett rullande underlag istället för på ett vanligt golv. Hazari et al. (2016) har i en systematisk review undersökt kinematiken samt kinetiken i diabetesfoten. Av undersökta studier användes gånganalys med reflexmarkörer i flertalet studier. Det förekommer också visuell gånganalys samt analys med endast kraftmattor. Visuell gånganalys är ett enkelt och kostnadseffektivt alternativ men reliabiliteten är endast måttlig (Brunnekreef, van Uden, van Moorsel, & Kooloos. 2005). Vid analys med endast en kraftmatta fångar man upp det som händer under foten men missar ledrörelsen i ankelleden. Den mest passande metoden för vårt ändamål är gånganalys med reflekterande markörer, kameror, samt kraftplattor (Hazari et al. 2016).

Vi valde att använda oss av Lundbergs skin marker model (Weidow et al. 2006) med motiveringen att det är en erkänd markörmodell med stor reliabilitet. Dessutom har vi tidigare arbetat med denna modell och är därför bekanta och säkra på dess utförande. Vi är också medvetna om problem som kan uppstå vid användandet av denna modellen. Weidow et al. (2006) tar upp problem i markörmodellen som, mjuk vävnad vilket kan leda till oönskad rörelse av reflexmarkören. Dock var det första gången vi använde modellen i samband med ett gipsat underben och en flexibel ortos. Markörplaceringen utfördes konsekvent av samma person och gipsningen utfördes av två olika personer. Att gipsningen utfördes av två olika personer anser vi vara av mindre betydelse då vi båda använde oss av ett standardiserat protokoll, för likvärdiga resultat. Markörplacering är ett mer kritiskt moment än gipsning anser vi, därför vi var noga med att samma person utförde alla uppsättningar för att minska felkällor. För att resultatet från de två interventionerna skulle vara möjliga att jämföra fanns det behov av att gånganalyserna utfördes med skor. ToeOFF ortosen är beroende av en sko för att effekten skall bli så optimal som möjligt. Det var problematiskt att hitta en sko som kunde användas i samband med gips och en låst ankel. Den låsta ankeln samt gipsets volym gjorde det komplicerat att hitta rätt sko, därför valde vi att använda en rymlig halvöppen sko med hälkappa som skulle användas av alla deltagarna. Dock var passformen inte optimal på alla deltagarna till följd av varierande skostorlek vilket medförde att markörplaceringen med de tre markörer som definierar fot-segmentet kan ha blivit påverkat av detta. För att dessa tre markörer skall kunna uppfattas av kameran placerades de utan på skon. Hos de testpersoner där skon var för stor innebar det att fot-segmentets proportioner förändrades. Dessutom fanns det möjlighet för foten att röra sig inne i skon. Detta har med säkerhet påverkat vårt resultat då det definierade fot-segmentet har haft möjlighet att röra sig i förhållande till det proximala underben-segmentet på ett sätt som inte överensstämmer med deltagarnas naturliga gångmönster. Hur denna markörplacering har påverkat resultaten är svårt att avgöra. Skons individuella rörelse i samband med fotens rörelser under gångsessionen är svår att utreda. På grund av detta har validiteten och reliabiliteten för denna studie minskats.

6.2 Resultat diskussion

6.2.1 Kinematiska data

Eftersom ankelns RoM är reducerat då ankeln är låst med gipsning begränsade gångens "dynamiska flow" (Richards, 2016; Vistamehr, 2014) vilket har en negativ påverkan på gången hos friska människor. Vid användandet av en rigid AFO hos friska individer påvisas en negativ effekt på deltagarnas dynamiska gång, då de visade en tendens till reducerad kinematiska data (Vistamehr, 2014). En annan studie påvisar ingen signifikant skillnad mellan rigida eller flexibla AFO då de används av friska individer (Baier & Hopf. 1998). Resultaten från vår studie (se Figur 12 och 13) visar en signifikant skillnad mellan de två interventionerna, där den ena illustrerar en rigid AFO och den andra en flexibel AFO.

När resultaten från vår studie jämförs med normalvärdena för vinkeln i ankeln (se Figur 4) från Richards (2010) kan man se att ankelns RoM i sagittalplanet för gips-interventionen (se Figur 12A) är begränsat för alla de 5 deltagarna. Gångmönstret för Series 3 visar en ökad DF under den senare delen av MSt och TSt i förhållande till normalen. Kurvan för Series 5 ligger markant högre med en konstant DF under hela stödfasen. En konstant dorsalflexionsvinkel kan man se hos Series 1 och 5 samt en konstant plantarflexionsvinkel hos Series 4. För ToeOFF-interventionen i sagittalplan (se Figur 12.B) framgår det att RoM är reducerat jämfört med normalvärdena, där plantarflexionen är begränsad under LR och markant reducerat under PSw. Gångmönstret för Series 1, 2 och 4 ligger inom normalintervallet för normal gång trots att plantarflexionsvinkeln är reducerad. Resultatet för Series 3 visar att vinkeln i

ankeln är en konstant PF och att denna vinkel under IC och LR är ökad och minskar sedan under Psw. Kurvan för Series 5 följer normal-kurvans förlopp men är förskjutet i en konstant DF.

I förhållande till kinematiken i frontalplan för gips-interventionen (se figur 13.A) är RoM i ankeln reducerat vid jämförelse med normalvärdena hos alla deltagarna. För Series 1 och 4 gäller det att foten är i en konstant eversionsvinkel, där Series 4 har en generellt ökad vinkel genom hela stödfasen. Resultatet för Series 3 visar att eversionsvinkeln ökar omkring MST, vilket motsvarar gångmönstret för normal gång. Dock är denna vinkel ökad i förhållande till normalvärdena och ligger utanför normalintervallet. Kurvan för Series 5 har samma utformning som Series 3, men med en konstant inversionsvinkel. Resultaten från ToeOFF-interventionen (se Figur 13.B) visar ett generellt reducerat RoM. Gångmönstret för Series 1 startar i en eversionsvinkel under IC och LR, där foten för normal gång är positionerat i en inversion under den första subfasen av GC och slutar i en eversionsvinkel under TSt och Psw. Resultaten för Series 2 och 4 startar i en inversionsvinkel och då TSt inleds positioneras foten i en eversionsvinkel som fortsätter genom Psw till då foten lyfts. Kurvan för Series 3 avviker markant då foten konstant är ställd i eversion och ger ett utslag under TSt. För Series 5 framgår det att foten placerad i en konstant inversionsvinkel genom hela stödfasen. Dock har denna kurva ungefär samma form som series 1, 2, 4 och 5.

Ut från vinkeln i sagittalplan under gips-interventionen finns det indikationer på att vinkeln i ankeln inte har varit konstant under själva ingipsningen. Kurvorna för Series 1, 4 och 5 har mer eller mindre samma utformning och förlopp men ligger förskjutna till varandra. Detta kan tyda på att vi under gipsningen inte har varit tillräckligt konsekventa, trots en stor insats till att uppnå en standardiserad gipsningsprocedur. Betraktar man Figur 13.A, följer kurvorna för Series 3 och 5 samma förlopp men Series 5 avviker markant från de andra 4 testpersonerna. Denna avvikelse i frontalplanet under gipsinterventionen kan vara grundat i felplacering av markörerna för fot-segmentet.

Markörplaceringen på respektive os. calcaneus och os. metatarsi II, som är med till att definierar fot-segmentet har stor betydelse. Om dessa två reflektmarkörer förskjuts i förhållande till varandra så att de inte ligger i en parallell linje med golvet. I fallet där os. calcaneus markören har varit för högt placerat i förhållande till os. metatarsi II kommer systemet att uppfatta detta som en plantarflexion i ankeln och omvänt, om os. calcaneus markören sitter lägre än os. metatarsi II uppfattas detta som en dorsalflexion. Om vinkeln på detta sätt manipuleras och systemet feltolkar ankelns kinematik kommer det att påverka momentet i ankeln. Resultaten från Series 3 i Figur 12.A, 12.B och 13.B avviker från de fyra andra testpersonerna. Det är svårt att svara på varför denna avvikelse uppstår, dock kan en av orsakerna vara felplacering av reflexmarkörerna. Den ökade dorsalflexionsvinkeln i Figur 12.A kan innebära att gipsen sprack under interventionen och därför tillät ett ökat RoM. Ytterligare en annan orsak kan vara att markören för tuberositas tibia var placerad på ToeOFF ortosen. Eftersom detta kan illustrera en framåtlutning av underbenet, vilket sedan systemet uppfattat som en ökad dorsalflexion. Utslagen som uppstår för Series 3 i sagittalplan under ToeOFF-interventionen (se figur 12.B) är tillräckligt avvikande för att antaga, att det måste ha skett ett fel under datainsamlingen. Det samma gäller vinkeln i frontalplan för samma testperson (se Figur 13.B) under samma intervention. Då datan i både sagittalplan samt frontalplan fångas upp under samma gångsessioner kan dessa avvikelser vara genomgående.

Resultaten för både gips och ToeOFF-interventionen i både sagittalplan och frontalplan visar att RoM är signifikant reducerat när dessa två interventioner jämförs. När dessa resultat jämförs med normalintervallet kan det urskiljas att bägge interventioner reducerar ankelns mobilitet hos friska individer, vilket stämmer överens med data från andra studier (Richards, 2016; Vistamehr, 2014). Dock kan vi inte med säkerhet antaga att denna reduktion i RoM är signifikant.

6.2.2 Kinetiska data

Hos individer med polyneuropati är ankelns PF moment signifikant reducerat jämfört med friska individer (Hazari, 2016; Rao, 2010; Yavuzer, 2006). En annan studie påvisar däremot ingen signifikant skillnad mellan ankelns plantara moment när de jämför friska individer med personer påverkade av polyneuropati (Savelberg, 2009). Richards (2016) visar att vid användningen av en rigid AFO begränsas momentet från ankeln signifikant. Detta hänger samman med de resultat och gångmönster vår studie har påvisat. Eftersom ankelns RoM moment är reducerat då ankeln är låst med gipsning begränsade gångens dynamiska flow vilket har en negativ påverkan på gången hos friska människor. Vi förväntar

oss att se en reduktion i vinkeln under gips-interventionen och därmed också ett reducerat moment. Resultaten från vår studie (Se figur 14 och 15) visar en signifikant skillnad mellan de två interventionerna, där ar och en av figurerna illustrerar en rigid AFO samt en flexibel AFO.

Genom jämförelse av vårt resultat med normalvärdena för friska individer (Perry & Burnfield, 2010) kan man urskilja att momentet i sagittalplanet för gipsinterventionen är reducerat (se Figur 14.A). kurvorna för alla de fem deltagarna följer riktningen för normalvärdena, men momentet i plantarflexion är reducerat under TSt samt PSw. Resultatet för series 3 under subfasen TSt är momentet i plantarflexion markant reducerat i förhållande till resultatet för series 4. För de kinetiska resultaten för ToeOFF-interventionen (se Figur 14.B) är momentet vid ankeln generellt reducerat. För series 1 gäller det att foten konstant genererar ett plantarflekterande moment, där man under normal gång ser ett dorsalflekterande moment under LR.series 1 har dessutom den karaktäristiska *double bump* under det plantara moment som startar under LR och pågår fram till den sena delen av MSt. Resultatet för series 3 anger samma förlopp som series 1 med en *double bump* i plantarflexionsmomentet. Dessutom kan det ses på denna kurva ett avvikande utslag under PSw. Series 4 har en antydning till samma utformning som series 1 och 3 med en extra bump vid det plantarflekterande momentet. Kurvan för series 2 respektive series 5 saknar denna karaktäristiska *double bump*.

Momentet i frontalplan under gips-interventionen (se Figur 15A.) ligger för 3 av testpersonerna (Series 1,3 och 5) innan för normalintervallet och har samma förlopp som normalkurvan. Resultatet för series 2 startar med ett inversionsmoment under IC och LR men går snart över till ett eversionsmoment. Toppen för denna kurva under TSt ligger stadigt innanför normalintervallet. Kurvan för series 4 har en så kallad *double bump* under eversionsmomentet. Där den första *bump* startar under den tidiga MSt och den nästa *bump* vid den sena delen av MSt och Tst. Denna dubbla bump är onaturlig för momentet i frontalplan (Richards, 2016) för den andra interventionen med ToeOFF (se Figur 15.B) kan det ses att resultaten för alla 5 deltagarna (Series 1-5) ligger innanför normalintervallet. Kurvan för Series 3 anger dock ett onaturligt utslag under PSw. Kurvorna för Series 3 i Figur 14.b och 15B avviker från de fyra andra testpersonerna och det är svårt att ge ett säkert svar på varför denna avvikelse uppstår. Dock kan en av orsakerna vara grundade i felplacerade reflexmarkörer. En möjlig teori är att dessa avvikelser hänger samman med de utslag som visas under den kinematiska datan för denna testperson. Det är känt att vinkeln i ankeln och momentet är sammankopplade, och eftersom att dessa två variabler samlades in under samma gångtest är de fel som uppstår här konsekventa.

Resultaten för gips- respektive ToeOFF-interventionen i sagittalplan visar ett signifikant reducerat moment när dessa två interventioner jämförs med normalkurvan. När dessa resultat jämförs mot normalintervallet kan det ses att de båda interventionerna reducerar ankelmomentet hos friska individer, dock kan vi inte antaga att reduktionen är signifikant. För resultatet i moment i frontalplan ligger resultatet innanför normalintervallet för båda interventionerna. Dock framgår det att kurvan för ToeOFF-interventionen (se Figur 15.B) har samma förlopp som normal-kurvan. Detta indikerar att applicering av en flexibel AFO leder till en mer dynamisk gång och därmed ett bättre flow. Trots det signifikant reducerade RoM tyder det på att momentet inte reduceras därefter. Det kan dock finnas en reduktion närvarande, men att denna inte är tillräckligt stor vilket gör att det stadigt ligger inom det normalintervallet.

6.2.3 Studiens begränsningar

Markörplaceringen i den här studien är en stor felkälla, som i största möjliga utsträckning förhindras genom att ta bilder av deltagarna samt filma gångsessionerna. Huruvida vår signifikanta skillnad beror på vår data eller det utvalda stickprovet som ger ett p-värde $< 0,05$, är svårt att avgöra, då stickprovet är litet. Angående ankeln RoM i sagittalplan var det 1 testperson, som inte påvisade en signifikant skillnad mellan de två interventionerna vilket motsvarar 20% av vår insamlade data. Det samma gäller för det plantarflekterande momentet i frontalplan. På grund av att studien endast inkluderade 5 deltagare motsvarar ett enskild icke-signifikant mätvärde en relativt stor procentuell del av den insamlade datan. Detta har övervägts med avseende på inverkan av studiens interna- samt externa validitet. Det förekommer delade meningar om huruvida AFO applicering på friska individer visar en signifikant skillnad i de kinematiska samt de kinetiska variablerna. En studie påvisar ingen signifikant skillnad mellan rigida eller flexibla AFO då de används av friska individer (Baier & Hopf, 1998). Denna studie påvisar en signifikant skillnad vid jämförelse av de kinematiska samt kinetiska datan då ankeln är låst samt vid användandet av en ToeOFF. Dock är vi medvetna om att vår studie innehåller brister. Vi är

därför försiktiga med att uttala oss om det förekommer en effekt. Med avseende på syftet, att undersöka effekten på kroppen i dynamiska situationer med låst ankel (gips) samt en flexibel AFO (ToeOFF) genom att analysera de kinematiska och kinetiska data. Föredrar vi risken för fel framför falska antaganden om att det förekommer en effekt som inte existerar.

6.3 Klinisk relevans

Enligt Hsiao, Knarr, Higginson & Binder-Macleod (2015) kan det väldigt förenklat härledas att, framåtdrivande kraftgenerering bestående av två primära faktorer: Ankelmoment samt positionen av kroppens Center of Pressure i förhållande till kroppens Center of Mass.

Utifrån vårt resultat där ankelns moment uppmättes i en flexibel AFO samt i en låst och gipsad ankel visade resultatet att det yttre plantarflekterande momentet i ankeln är större vid användande av den flexibla AFO än vid den gipsade ankeln.

En teori vi har med utgångspunkt i ankelns moment samt formeln för framåtdrivande kraftgenerering, som tidigare nämnts är att: om patienten kan hantera och uppnå ett visst moment i ankeln kan patienten teoretiskt generera en större framåtdrivande kraftgenerering vid användandet av den flexibla AFO jämfört med en låst ankel. Dock är resonemanget ovan teoretiskt samt bara en liten del av helheten, då en AFO provas ut till en patient behöver fler aspekter vägas in.

Med avseende på DPN gruppen är det som tidigare nämnts svårt att ge ett definitivt svar angående huruvida det plantarflekterande momentet är reducerat eller ökat i denna gruppen. Savelberg, (2009) samt Sawacha et al. (2009) visade ett ökat plantarflekterande moment i ankeln jämfört med friska individer medan andra studier visade ett reducerat plantarflekterande moment i ankeln jämfört med friska individer (Fernando, 2013; Hazari, 2016; Rao, 2010; Yavuzer, 2006). Det är alltså mycket viktigt att som Groner (2017) så starkt understryker att se till patientens individuella behov och förutsättningar vid förskrivning av en viss modell av AFO.

Det är relevant att veta hur mycket rörlighet en dynamisk AFO samt en rigid AFO tillåter i ankeln då syftet med en AFO-behandling är olika beroende på patientens behov, förutsättningar samt gångrelaterade besvär. Vid ett scenario kan det vara önskvärt med en AFO som tillåter begränsad rörlighet och vid ett annat scenario kan det vara önskvärt med en AFO som tillåter mer rörlighet i ankeln. Från kliniska observationer är det känt att AFO är effektivt för somliga patienter, medan för andra kan ha en sämre effekt eller till och med biverkningar, hur AFOs egenskaper anpassas till patientens specifika gångrelaterade problem kan förklara variationen i effektiviteten av AFO (Sumiya, Suzuki & Kasahara, 1996).

Vid behandling med AFO är det därför viktigt att ta hänsyn till patientens individuella förutsättningar som exempelvis: hur stor rörlighet det finns i ankeln, hur god stabiliteten är i frontal och sagittalplan, sensorik, muskelstyrka, samt patientens möjligheter att träna upp avgörande förmågor. Därefter behöver patientens förutsättningar vägas ihop för att resultera i ett specifikt val av AFO. En specifik modell av AFO behöver inte vara låst till en specifik diagnos, modellen kan fungera på olika diagnoser där patientens behov och förutsättningarna är likvärdiga (Groner, 2017). Enligt detta resonemang kan det vara en fördel att vid AFO försörjning av patienter med neuropati inte låsa sig vid diagnosen. Utan att se till patientens individuella förmågor, samt att som kliniker vara påläst på vilka egenskaper de olika modellerna av AFO har.

Utifrån resultaten som visar hur ankeln påverkas kinetiskt samt kinematiskt är våra förhoppningar att dessa ska kunna användas som en pusselbit till den större helheten för att optimera AFO-behandlingen för patienter med perifer neuropati. Trots att det förekommer flertalet olika modeller av AFO vilka kan användas i olika syften är det påvisat att användningen av AFO hos individer som behöver hjälp under dynamiska situationer förbättrar gångens kinematiska samt kinetiska data (Geboers, 2002; Ramstrand, 2010). En förbättrad gångfunktion påvisades när individer med perifer neuropati använde AFO och är därför optimal som en del av den kliniska behandlingen (Geboers, 2002; Rao, 2006).

Vi har genom vår studie påvisat skillnader mellan en låst ankel och en rörlig ankel. Som kliniker är det nödvändigt att ta hänsyn till skillnader mellan olika hjälpmedel. Det har gjorts flertalet studier på patientgruppen perifer neuropati där de kliniskt och systematiskt värderar kinematiken samt kinetiken, både med och utan ortos. Dock har vi uppmärksammat att det saknas studier som undersöker materialets betydelse för ankel-fot-ortoser och hur det påverkar individers dynamiska stabilitet, så att man som kliniker kan välja den bästa möjliga lösningen till patienterna. Eftersom denna studie endast fokuserar på ankelns rörelser och hur den påverkas när den blir låst eller vid användandet av en flexibel AFO är kunskapen om den övriga kroppens inflytande begränsad.

Det hade därför vart lärorikt att ta del av en studie där hela kroppen studeras inklusive huvudet. För att på så sätt få en helhetsbild av hur människan påverkas vid användning av hjälpmedel för de nedre extremiteterna. Begränsningarna inom den existerande litteraturen som undersöker AFO-behandlingens påverkan på de nedre extremiteterna är att de ortoser som används ofta är dåligt beskrivna med avseende på utseende samt funktion.

Vi ser gärna att det i framtiden görs fler studier på hur ankeln rör sig i frontalplanet samt vilken typ av moment som genereras där.

6.4 Personlig reflektion

Under projektets gång har vi stött på flertalet olika utmaningar i samband med den tekniska utrustningen. Det blev uppenbart för oss att under projektet som annars var välplanerat. Att det kan uppstå oförutsedd problematik som inte har varit inkluderad i tidsplanen. Tekniken var en stor del av detta projektet både under datainsamlingen samt databehandlingen. Vi har bland annat lärt oss hur viktigt det är att kunna revidera tidsplanen för projektet samt att vara flexibel när utmaningar uppstår. Dessutom har vi lärt oss hur man arbetar i ett projekt med en grupp testpersoner samt att hämta ut relevant information för att kunna analysera den egna datan samt resultatet.

7 Slutsatser

Det finns en skillnad mellan gips-interventionen och ToeOFF-interventionen i ankelns kinematiska samt kinetiska data. Tendensen är att ankelns dynamiska ROM reduceras och medför ett begränsad PF moment när ankeln utsätts för fixering.

8 Acknowledgements

Vi önskar att tacka Fredrik Thidell, för sin hjälp samt vägledning under detta projekt. Det har givit oss goda förutsättningar för ett väl fungerande projekt. Dessutom tackar vi Roy Tranberg för teknisk support under databehandlingen.

10 Referenser

- Alam, U., Riley, D. R., Jugdey, R. S., Azmi, S., Rajbhandari, S., D'Août, K., & Malik, R. A. (2017). *Diabetic Neuropathy and Gait: A Review*. *Diabetes Therapy*. doi: 10.1007/s13300-017-0295-y
- Baier, M., & Hopf, T. (1998). *Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability*. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 79(8), 939-944.
- Brunnekreef, J. J., van Uden, C. T., van Moorsel, S., & Kooloos, J. M. (2005). *Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments*. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 617.
- Camp Scandinavia AB. (2018). *ToeOFF: Droppfotsortoser, vuxna*. Hämtad 18.05, 2018, från CAMP Scandinavia - Support For Better Life! <http://camp.se/fot-och-fotledsortoser/droppfotsortoser-vuxna/toeoffr.html>
- Cavanagh, P. R., Derr, J. A., Ulbrecht, J. S., Maser, R. E., & Orchard, T. J. (1992). Problems with gait and posture in neuropathic patients with insulin-dependent diabetes mellitus. *Diabetic Medicine: A Journal Of The British Diabetic Association*, 9(5), 469-474. Retrieved from <http://search.ebscohost.com.proxy.library.ju.se/login.aspx?direct=true&AuthType=cookie,ip,uid&db=cmedm&AN=1611836&site=ehost-live>
- Chau, R. W., Ng, T. W., Kwan, R. C., Choi, C., & Cheing, G. Y. (2013). *Risk of fall for people with diabetes*. *Disability And Rehabilitation*, 35(23), 1975-1980. doi:10.3109/09638288.2013.770079
- Dickstein, R., Shupert, C. L., & Horak, F. B. (2001). *Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy*. *Gait & Posture*, 14(3), 238-247.
- Fagius, J., Aquilonius, S.M. (2006). *Neurologi*. Stockholm, Sverige. Liber AB. ISBN 978-91-47-05313-1
- Fernando, M., Crowther, R., Lazzarini, P., Sangla, K., Cunningham, M., Buttner, P., & Golledge, J. (2013). Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(8), 831-845. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.004>
- Fernando, M. E., Crowther, R. G., Lazzarini, P. A., Sangla, K. S., Buttner, P., & Golledge, J. (2016). Gait parameters of people with diabetes-related neuropathic plantar foot ulcers. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 37, 98-107. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1016/j.clinbiomech.2016.06.006>
- Geboers, J. F., Drost, M. R., Spaans, F., Kuipers, H., & Seelen, H. A. (2002). *Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop*. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 83(2), 240-245.
- Gomes, A. A., Onodera, A. N., Otuzi, M. I., Pripas, D., Mezzarane, R. A., & Sacco, I. N. (2011). *Electromyography and kinematic changes of gait cycle at different cadences in diabetic neuropathic individuals*. *Muscle & Nerve*, 44(2), 258-268. doi:10.1002/mus.22051.
- Groner, C. (2017). AFOs and balance issues in peripheral neuropathy. *Ler Lower extremity Review*, 9(8), 35-41. Hämtad 20.02, 2019 från: <https://lermagazine.com/article/afos-and-balance-issues-in-peripheral-neuropathy>
- Göran, E. (2014). *Statistik för hälsovetenskaperna*. Lund: Studentlitteratur AB.

- Hafner, B. (2008). *State-of-the-Science Evidence Report Guidelines: American Academy of Orthotists & Prosthetists (AAOP)*. The Academy - Professionals Advancing Care through Knowledge, 26.
- Hazari, A., Maiya, A. G., Shivashankara, K. N., Agouris, I., Monteiro, A., Jadhav, R., & ... Mayya, S. S. (2016). *Kinetics and kinematics of diabetic foot in type 2 diabetes mellitus with and without peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis*. Springerplus, 5(1), 1819.
- Hsiao, H., Knarr, B. A., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. A. (2015). Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststroke. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 12, 40. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1186/s12984-015-0030-8>
- Johannessen, T. (2013). *Polyneuropati: Polyneuropati är en sjukdom som innebär att flera av de perifera nerverna i kroppen (framför allt i fötterna) inte fungerar som de ska*. Hämtad 22.05, 2018, från MEDIBAS - KUNSKAPSSTÖD FÖR HÄLSO - OCH SJUKVÅRD <https://medibas.se/handboken/kliniska-kapitel/neurologi/patientinformation/nervinflammationer/polyneuropati/>
- Katoulis, E. C., Ebdon-Parry, M., Lanshammar, H., Vileikyte, L., Kulkarni, J., & Boulton, A. J. (1997). Gait abnormalities in diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 20(12), 1904–1907. Retrieved from http://search.ebscohost.com.proxy.library.ju.se/login.aspx?direct=true&AuthType=cookie_ip,uid&db=cmedm&AN=9405916&site=ehost-live
- Mustapa, A., Justine, M., Mustafah, N. M., & Manaf, H. (2017). The Effect of Diabetic Peripheral Neuropathy on Ground Reaction Forces during Straight Walking in Stroke Survivors. *Rehabilitation Research And Practice*, 2017, 5280146. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1155/2017/5280146>
- Nawoczenski, D. and M. Epler. (1997). *Orthotics in Functional Rehabilitation of the Lower Limb*. Philadelphia, Pennsylvania: W.B. Saunders Company
- Perry, J., & Burnfield, J.M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, second edition. United States of America: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-55642-766-4.
- Ramstrand, N., & Ramstrand, S. (2010). *AAOP State-of-the-Science Evidence Report: The Effect of Ankle-Foot Orthoses on Balance-A Systematic Review*. *JPO-Journal of Prosthetics and Orthotics*, 22(10):P4-P23. Doi: 10.1097/JPO.ob013e3181f379b7.
- Rao, N., & Aruin, A. S. (2006). *Automatic postural responses in individuals with peripheral neuropathy and ankle-foot orthoses*. *Diabetes Research And Clinical Practice*, 74(1), 48-56.
- Rao, S., Saltzman, C. L., & Yack, H. J. (2010). *Relationships between segmental foot mobility and plantar loading in individuals with and without diabetes and neuropathy*. *Gait & Posture*, 31(2), 251-255. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.016.
- Rao, N., & Aruin, A. S. (2016). *Role of ankle foot orthoses in functional stability of individuals with stroke*. *Disability And Rehabilitation. Assistive Technology*, 11(7), 595-598. doi:10.3109/17483107.2015.1027300
- Raspovic, A. (2013). *Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy, with and without a history of ulceration*. *Gait & Posture*, 38(4), 723-728. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.03.009
- Richards, J. (2016). *Biomechanics in Clinic and Research*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-443-10170-0.
- Richardson, J. K., Thies, S. B., DeMott, T. K., & Ashton-Miller, J. A. (2004). Interventions improve gait regularity in patients with peripheral neuropathy while walking on an irregular surface under low light. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 52(4), 510–515.

- Savelberg, H. M., Schaper, N. C., Willems, P. B., de Lange, T. H., & Meijer, K. (2009). *Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy*. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(16). doi:10.1186/1471-2474-10-16.
- Sawacha, Z., Cristoferi, G., Guarneri, G., Corazza, S., Donà, G., Denti, P., ... Cobelli, C. (2009). Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 6, 37. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1186/1743-0003-6-37>
- Sawacha, Guarneri, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2012). Integrated kinematics-kinetics-plantar pressure data analysis: a useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics. *Gait & Posture*, 36(1), 20–26. <https://doi-org.proxy.library.ju.se/10.1016/j.gaitpost.2011.12.007>
- Sumiya, T., Suzuki, Y., & Kasahara, T. (1996). Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline. Part 2: Orthosis characteristics and orthosis/patient matching. *Prosthetics And Orthotics International*, 20(2), 132–137. Retrieved from http://search.ebscohost.com.proxy.library.ju.se/login.aspx?direct=true&AuthType=cookie_ip,uid&db=cmedm&AN=8876008&site=ehost-live
- Sundhed.dk - Lægehåndbogen. (2015, maj). Diabetes Mellitus – Diabetes type 2. Hentet d. 02.01.2019 fra Sundhed.dk. <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/endokrinologi/tilstande-og-sygdomme/diabetes-mellitus/diabetes-type-2/>
- Vetenskapsrådet (2002). *Forskningsetiska principer inom humanistisk-samhällsvetenskaplig forskning*. Elanders Gotab. Stockholm, Vetenskapsrådet. ISBN:91-7307-008-4.
- Vistamehr, A., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2014). *The influence of solid ankle-foot-orthoses on forward propulsion and dynamic balance in healthy adults during walking*. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(5), 583-589. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.02.007
- Weidow, J., Tranberg, R., Saari, T., & Kärrholm, J. (2006). *Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls*. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society*, 24(9), 1890-1899.
- Yavuzer, G., Yetkin, I., Toruner, F. B., Koca, N., & Bolukbasi, N. (2006). *Gait deviations of patients with diabetes mellitus: looking beyond peripheral neuropathy*. *Europa Medicophysica*, 42(2), 127-133.
- Zernich, G., T, Dowell., Tolchin, R.B. (2008). Understanding the impact of diabetic neuropathy on gait. *Podiatry Today*, 21(6). Retrieved from: <https://www.podiatrytoday.com/article/8781>

Bilaga 1 – Etik



Blankett för etisk egengranskning av examensarbeten¹ vid Hälsö högskolan

Datum:	2018-04-16
Examensarbetets titel:	Alla människor har ett behov av att kunna gå på ett säkert sätt.
Student/studenter ² :	Tanja Lermark Schön Johanna Granat
Student/studenter mejladress:	tanjalermarks@hotmail.com eller leta1510@student.ju.se grjo14jo@student.ju.se
Utbildningsprogram:	Ortopedingenjörsprogrammet
Utbildningsnivå:	Grundnivå
Handledare:	Fredrik Thidell
Handledare mejladress:	fredrik.thidell@ju.se

Examensarbeten vid Hälsö högskolan, Jönköping University, ska följa forskningsetiska principer så som de uttrycks i etikprövningslagen (EPL). Denna blankett är ett hjälpmedel för granskning av etiska frågeställningar knutna till examensarbetet.

Student och handledare går igenom blanketten tillsammans, identifierar etiska problem och enas om hur dessa ska hanteras.

Forskning som faller under EPL måste prövas av regional etikprövningsnämnd (EPN)³. Det finns två typer av studier som normalt inte räknas till forskning och som måste hanteras speciellt. Det ena är examensarbeten och det andra är verksamhetsförlagt förbättringsarbete i hälsa och välfärd.

Gränsdragningen mellan forskning och dessa två typer av studier berörs inledningsvis i del A.

Del B hanterar vad som faller under EPL samt etiska principer som är viktiga vid genomförandet.

Del C innehåller tilläggsåtgärder för rådgivande yttrande från forskningsetiska kommittén.

Om examensarbetet redan ingår i ett etikgranskat och godkänt projekt behöver ingen etisk egengranskning genomföras.

¹ Blanketten gäller även verksamhetsförlagda förbättringsarbeten.

² Alternativt utförare av verksamhetsförlagt förbättringsarbete.

³ www.epn.se



Del A: Är detta en forskningsstudie?

Del A syftar till att avgöra om studien avser vara forskning. Examensarbeten räknas normalt inte som forskning och kan då inte heller tas upp i EPN. Under vissa omständigheter kan dock examensarbeten vara forskning, nämligen om de:

1. syftar till publicering i vetenskaplig tidskrift
2. har en vetenskaplig frågeställning och en design som kan besvara densamma
3. leds av forskare inom området, antingen som del av ett större projekt eller med forskare som handledare.

Alla dessa tre bör uppfyllas för att studien ska betraktas som forskning och kunna hanteras i EPN.

Är studien forskning i dessa tre avseenden?

- JA (Studien ska prövas av EPN.)
- NEJ (Fortsätt till del B och C.)

Del B: Innehåller examensarbetet sådant som enligt etikprövningslagen kan identifieras som etiskt känsligt?

Frågorna i del B syftar till att undersöka om examensarbetet har sådana etiska problem som om det vore forskning skulle krävt prövning i EPN, samt hur etiska principer hanteras.

	Ja	Tveksamt	Nej
1. Avser studien att behandla känsliga personuppgifter enligt PUL, det vill säga vid något skede länka till en person och där uppgifterna avslöjar ras eller etniskt ursprung, politiska åsikter, religiösa eller filosofisk övertygelse, medlemskap i fackförening, hälsa eller sexualliv?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
2. Avser studien att behandla personuppgifter som avser lagöverträdare som innefattar brott, domar i brottmål, straffprocessuella tvångsmedel eller administrativa frihetsberövanden?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
3. Innebär studien ett fysiskt ingrepp på forskningspersoner (även sådant som ingår i gängse rutiner, men också är del i forskningen)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
4. Är syftet med studien att fysiskt eller psykiskt påverka forskningspersonerna (exempelvis behandla övervikt)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
5. Innebär studien en uppenbar risk för skadlig påverkan (482 2003:460) (exempelvis risk för fysiska skador eller risk att väcka traumatiska minnen till liv)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
6. Används biologiskt material som kan härledas till en identifierbar individ eller avliden människa (exempelvis blodprov eller vävnadsprov)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
7. Kan frivilligheten ifrågasättas (exempelvis utsatta grupper såsom barn, personer med kognitiv nedsättning och psykisk funktionsnedsättning, eller personer i beroendeställning som patienter eller studenter i förhållande till försöksledaren)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

	Ja	Tveksamt	Nej
8 Kommer personer med begränsad autonomi engageras (exempelvis personer med kognitiva svårigheter, underåriga) där förståelsen för innebörden av samtycket är begränsad?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
9 Innebär studien att informerat samtycke inte kommer att inhämtas (det vill säga forskningspersonerna kommer inte att få full information om undersökningen och/eller möjlighet att avstå sig ett deltagande)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Risker			
10 Andra identifierade risker.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Deltagarval och social utsatthet			
11 Deltagarna tillhör en extra sårbar och utsatt grupp i samhället (minoritetsgrupp).	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
12 Upprättas ett personregister där data kan kopplas till en fysisk person?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Informerat samtycke			
13 Studien beskrivs så att deltagarna förstår dess syfte och upplägg och vad deltagande i projektet innebär (exempelvis antal besök, projektlängd, med läst svenska utan fackuttryck).	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14 Alla faktorer som kan påverka beslut om medverkan framgår klart.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15 Det stämmer att informationsbrevet inte innehåller övertalande formuleringar, inklusive "mit övertalande" som utgår från att personen ska eller bör ställa upp utan att fullt visa respekt för valet (exempelvis "tack på förhand").	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16 Det framgår att värden eller andra insatser inte påverkas av beslut om att medverka eller avstå från medverkan.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frivillighet			
17 Deltagandet i studien är frivilligt och detta framgår tydligt i den skriftliga informationen till patient eller forskningsperson.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
18 Det framgår tydligt att deltagare när som helst och utan anghvarande av skäl kan avbryta deltagandet utan att detta påverkar forskningspersonens omhändertagande eller behandling eller, om studenter, betyg etc.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Konfidentialitet och deltagarnas säkerhet			
19 Finns det skäl att utlova konfidentialitet i studien?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20 Det finns rutiner för att garantera konfidentialitet och integritet vid datainsamlingen.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21 Om konfidentialitet är utlovat, beskrivs resultatet på ett sätt så att deltagarna är konfidentiella, det vill säga de kan ej identifieras efteråt (inklusive små förutsättningar för så kallad bakåtlänges-identifikation).	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Forskningsresultat			
22 Finns det skäl att erbjuda deltagarna att få ta del av forskningsresultatet?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

Om någon av frågorna 1–12 besvaras ja eller tveksamt, ska studien prövas vid den lokala forskningsetiska kommittén, se del C.



Del C: Ansökan om rådgivande yttrande

Följ anvisningarna i punktlistan. Ansökan ska skrivas under handledning och ska signeras av studenter och handledare. Texten får inte överskrida 1000 ord (Times New Roman, pkt 12, radavstånd 1,5).

- Beskriv projektet, inklusive bakgrund, syfte, forskningsfråga och metod.
- Beskriv vilka etiska problem som kan uppstå i samband med studien.
- Redogör för risker som deltagandet kan medföra för forskningspersonerna (EPN 5:1).
- Redogör för möjlig nytta för de forskningspersoner som deltar i examensarbetet (EPN 5:2).
- Identifiera och precisera eventuella etiska problem som kan uppstå i ett vidare perspektiv genom examensarbetet (EPN 5:3).
- Redogör för hur etiska risker och problem ska hanteras.

Skriv under blänketter "Etisk egengranskning" och skicka den i pappersformat tillsammans med svaren på frågorna i del C till forskningsetiska kommitténs sekreterare. Skicka även samtliga dokument till sekreteraren i elektronisk form. Forskningsetiska kommitténs sammanträdestider finns på [högskolans webbsida](#).

Ovanstående frågor är noga genomgångna, sanningsenligt besvarade och diskuterade med handledare.

Ort och datum: Jönköping den 16 april 2018

	Namnförtydligande	Underskrift
Student/utförare:	Tanja Lermark Schøn	
Student/utförare:	Johanna Granat	
Student/utförare:		
Handledare:	Fredrik Thidell	

Bilaga 2 – Gips interventionens procedur

Detaljerad beskrivning av gipsningsproceduren

1. Positionera foten så att vinkeln i ankelleden blir ca 5 grader PF.
Positionera knäleden i 90 grader.
2. Drag på strumpa och applicera skena
3. 4 lagers cirkulär gipsning fram till MTP-lederna
4. 5 lager longett över hälen
5. Skär en fåra i gipset så att den nästan öppnas anteriort på underbenet fram till .
6. Placera en 4 lagers longett över fåran
7. Kontrollera vinkel i ankelled samt knäled
8. Låt gipsen torka

Detaljerad utrustningsbeskrivning vid gipsning

- Sax
- Skena
- Markerpenna
- Pall
- Platta till klackhöjd ca 1,5 cm tjock
- Kniv
- Plastfolie
- Toffla med hälkappa, ca 2cm klackhöjd
- Tejp
- Gipslindor 15cm bredd
- Strumpa
- Goniometer