



JÖNKÖPING UNIVERSITY
School of Health and Welfare

Et studie om hvilken effekt Range of Motion i en ankel-fod-ortose har på dynamisk balance hos stroke patienter

HOVEDOMRÅDE: *Ortopædteknik*

FORFATTERE: *Lykke Wilhardt Maansson og Line Petersen*

VEJLEDER: *Nerrolyn Ramstrand*

JÖNKÖPING 2018 Maj

Sammenfatning

Efter et stroke opstår problemer med gangen, og især dynamisk balance påvirkes. Derfor vil dette studie belyse, hvordan Range of Motion i en Ankel-Fod-Ortose (AFO) påvirker dynamisk balance hos stroke patienter. Der blev forventet, at ses en forbedring under anvendelse af en fleksibel AFO. Testene som skulle måle balancen, var Timed Up and Go testen (TUG), samt måling af Center of Pressure (CoP) og Center of Mass (CoM) hældningsvinklen, både i Anterior-Posterier (AP) og i Medio-Lateral (ML) retning, dette var for at se emnet fra kliniske og gang laboratoriske målinger. De tre patienter som deltog i forsøget, anvendte eller havde tidligere anvendt AFO og under de to tests, blev de bedt om at bære en individuel AFO som kunne indstilles med tre forskellige ankelledsindstillinger, henholdsvis åben, fleksibel og rigid. Rækkefølgen blev randomiseret ved hver patient. Det var ikke muligt at finde en sammenhæng mellem de tre patienter, hverken mellem TUG-test og CoP/CoM vinklen, eller mellem AP og ML retningerne, da alle patienters resultater modsagde hinanden. Derfor foreslås der, at man kan videre forsker indenfor dette område.

Nøgleord: Dynamisk balance, Stroke, Ankel-Fod-Ortose, Center of Pressure, Timed Up and Go test.

Summary

After a stroke, gait and balance are often affected and an orthosis is typically required to facilitate postural control. This study has been conducted to examine how the Range of Motion in an Ankle-Foot-Orthosis (AFO) impacts on stroke patients' dynamic balance. It was hypothesized that better dynamic balance would be recorded when individuals were wearing a flexible AFO. The tests that was used in this study were the Timed Up and Go test (TUG), and the Center of Pressure (CoP)/Center of Mass (CoM) inclination angle, both in Anterior-Posterior (AP) and Medio-Lateral (ML) planes. The three patients participating in this study were all users, or had been users of AFO's, and during the study they were asked to wear a customized AFO with the possibility to change the settings to open, flexible and rigid ankle joints. The order was randomized within each patient. No clear pattern was observed across all patients, either in the TUG test or CoP/CoM inclination angles. Further studies are required to explore the impact that AFO flexibility has on dynamic balance in individuals who have had a stroke.

Keywords: Dynamic balance, Stroke, Ankle-Foot-Orthosis, Center of Pressure, Timed Up and Go test.

Indholdsfortegnelse

INDLEDNING	5
BAGGRUND	6
BALANCE	6
ANKEL-FOD-ORTOSE OG DESIGNS	7
MÅLING AF DYNAMISK BALANCE.....	7
FORMÅL	10
METODE	11
DELTAGERE	11
ETISKE ASPEKTER	11
AFO.....	11
UNDERSØGELSESBESKRIVELSE	12
DATAINDSAMLING OG BEHANDLING	13
RESULTAT	15
TIMED UP AND GO TESTEN	15
CoP-CoM.....	16
DISKUSSION	20
RESULTAT	20
METODE.....	22
AFO.....	23
MARKØRPLACERING	23
KLINISK RELEVANS	24
KONKLUSION	25
REFERENCER	26
BILAG	29
BILAG 1.....	25
BILAG 2: BOKSPLOTDIAGRAMMER.....	33

Indledning

I Sverige blev cirka 26.500 personer ramt af et stroke i år 2016 og de fleste, som blev ramt var 70+ år (Socialstyrelsen, 2017). Stroke er en akut neurologisk dysfunktion, og de neurologiske svækkelser kan føre til begrænset balance og funktionelle aktiviteter. Disse forringelser som et stroke medfører, sker da man oftest rammes af muskelsvaghed, svækket motor performance, øget muskeltonus, reduceret led range of motion (ROM), smerte, nedsat sensibilitet, vision og perception (Berg, Maki, Williams, Holliday, & Wood-Dauphinee, 1992). Både statisk og dynamisk balance påvirkes, hvilket er faktoren der gør, at man i sin hverdag kan være mobiliseret og derved deltage i dagligdags aktiviteter. Begrænsninger i hverdagen medfører et fald i livskvaliteten (King, 1996), derfor er det et vigtigt mål under rehabiliteringen at forbedre den nedsatte gangevne (Bohannon Richard, Andrews, & Smith, 1988) og derved dynamisk balance. Et af de hjælpemidler som kan være med til at opretholde balance hos en stroke patient, er en Ankel-Fod-Ortose (AFO) (Shin, Lee, & Kim, 2017). Afhængig af hvor i verden AFO'en er fremstillet, ses der en stor variation af, hvor fleksibel den skal være. Der findes begrænset og lavt evidens baseret litteratur (Ramstrand & Ramstrand, 2010), som undersøger designet af en individuel fremstillet ortose, og hvordan ROM og designet kan påvirke dynamisk balance. Vi vil derfor i denne opgave belyse dette emne.

Baggrund

Stroke patienter har et patologisk gangmønster, som ses ved en langsommere ganghastighed med kortere skridt og længere dobbelt støttefase (Lehmann, Condon, Price, & deLateur, 1987). Da der er mangel på intermuskulær koordination fra centralnervesystemet, forekommer der ustabil gang, asymmetrisk gangmønster og vægt distribution, hvilket mindsker balance (Lehmann et al., 1987).

Balance

Balance er noget unikt, som kroppen selv formår at opretholde. Teorier tyder på, at der for at opretholde balance anvendes et automatisk multi-system i kroppen, der involverer en koordination af kognitive, proprioceptive, cerebellære, vestibulære og motoriske mekanismer (Zissimopoulos, Fatone, & Gard, 2014). Alle systemer er sammenhængende og afhænger både af alder og patologi. Balance deles op i henholdsvis statisk balance (stillestående) og dynamisk balance (opretholdelse af en stabil position med bevægelse) (Karimi & Solomonidis, 2011). Statisk balance kræver, at man holder den vertikale projektion af Center of Mass (CoM) inden for BoS (Shumway-Cook & Woollacott, 2012), hvor dynamisk balance er egenskaben at opretholde CoM inden for Base of Support (BoS), men hvor man nu forholder sig til CoM's hastighed, dette skal gøres uden for store udsving (Pai & Patton, 1997; Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Zissimopoulos et al., 2014). Dynamisk balance er essentiel for mobilitet og gang, og dette er derfor en vigtig aspekt at undersøge.

For at opretholde balance kan den benytte sig af ankel strategien og hofte strategien. Disse teorier beskriver, hvordan anklen kan styre kroppen som et single segment ved at skabe et moment i ankelleddet ved hjælp af omkringliggende muskler. Hofte strategien bevæger derimod kroppen som et dobbelt segment ved at skabe moment omkring hoften, og derved deler kroppen i to (Nashner & McCollum, 1985). Patienter med stroke har tendens til at bruge hofte strategien mere end ankel strategien, hvilket kan skyldes svag muskulatur om ankelleddet (Chen et al., 2000). Et rigid AFO design har som tendens til at begrænse ROM i ankelleddet (Mulroy, Eberly, Gronely, Weiss, & Newsam, 2010) og ifølge Burtner, Woollacott,

& Qualls, (1999) begrænsede en rigid AFO muligheden for patienten at anvende ankelstrategien.

Ankel-fod-ortose og designs

En AFO bevilliges, for at hjælpe de svage muskler omkring det påvirkede ankelled og fod (Gok, Kucukdeveci, Altinkaynak, Yavuzer, & Ergin, 2003). Ved at hjælpe de svage muskler i ankelleddet stabiliseres foden og anklen, mens personen er i stancefasen og i svingfasen, hvor AFO'en holder foden oppe, og derved modvirker dropfod og hjælper den med at fremme heel strike (Leung & Moseley, 2003). En AFO har en umiddelbar effekt på kinematik og temporalske forbedringer, og giver derfor en umiddelbar positiv effekt på dynamisk balance (Lee & Chou, 2006; Tyson & Kent, 2013; Wang et al., 2005). Ifølge Cikajlo, Osrecki, & Burger, (2016) har AFO'ens specifikke design en stor betydning for balance. En rigid AFO synes at være bedre for statisk balance, mens en mere fleksibel AFO er bedre for dynamisk balance (Ramstrand & Ramstrand, 2010). Chern, Chang, Lung, Wu, & Tang, (2013) testede i deres forsøg om en posterior eller anterior AFO havde nogen indflydelse på gangen, og nåede frem til at begge design påvirkede statisk og dynamisk balance, dog var resultaterne for den posterior bedst. van der Wilk, Hijmans, Postema, & Verkerke, (2018) udførte en mere patientcentreret undersøgelse, og fandt ud af, at AFO generelt giver bedre dynamisk balance, men det der manglede, var fleksibiliteten når de skulle rejse sig fra en stol. Det var derfor vigtigt med en AFO, som var stabil under gang men samtidig fleksibel. Dog sammenlignede ingen af de ovenstående forsøg en individuel fremstillet rigid AFO med en individuel fremstillet fleksibel AFO og deres effekt på dynamisk balance. Ifølge Bouchalova et al., (2016) så har en individuel fremstillet AFO en tendens til resultater i bedre gangparametere sammenlignet med en præfabrikeret AFO, men ikke en signifikant forskel.

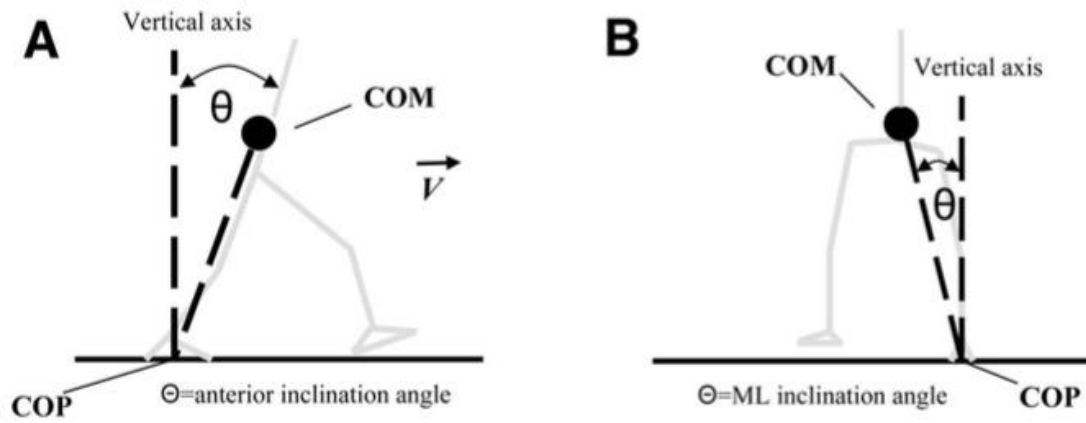
Måling af dynamisk balance

Der er mange forskellige måder, hvorpå man kan måle dynamisk balance. Timed up and Go (TUG) testen bruges ofte til at måle ganghastighed og dynamisk balance (Hammarén, Ohlsson, Lindberg, & Kjellby-Wendt, 2012). Guerra Padilla, Molina Rueda, & Alguacil Diego, (2014); Tyson & Kent, (2013) fandt begge artikler som bearbejdede, hvordan man i forsøgene havde brugt TUG testen til at vurdere AFO'ens betydning for dynamisk balance. Derfor kan den ifølge Hafsteinsdottir, Rensink, & Schuurmans, (2014), bruges til at se den funktionelle forbedring ved stroke patienter, samt den kan være med til at forudse deres risiko for at falde. Samt være en indikator for, hvornår en general forbedring ses (Huang et al.,

2011). Voksne der ikke har neurologiske lidelser og har god dynamisk balance er i stand til at afslutte tiden mindre end 10 sekunder (Dogan, Mengulluoglu, & Ozgirgin, 2011). Voksne der har brug for mere end 30 sekunder, viste sig at være afhængige af deres mobilitetsfærdigheder i mange aktiviteter i deres daglige liv (Geiger, Allen, O'Keefe, & Hicks, 2001). Ifølge Podsiadlo & Richardson, (1991) er det 20 sekunder, som er grænsen for om, der er risiko for fald og derved dårlig dynamisk balance. Der findes også Bergs Balance test (BBS), som måler både statisk og dynamisk balance, denne test afprøvede Kobayashi, Leung, Akazawa, & Hutchins, (2016); Nott, Neptune, & Kautz, (2014) i deres forsøg. Kobayashi et al., (2016) fandt her ud af, at der var signifikante korrelationer med ganghastighed, eftersom de personer der scorede lavt i BBS også havde en langsommere ganghastighed. BBS tester forskellige daglige aktiviteter, og hvordan personens niveau er. Den havde en korrelation med dynamisk balance, og personer med svækket balance, som havde større risiko for at falde, havde lavere aktivitetsniveau og deltagelsesniveau (Schmid et al., 2012). For at man i fremtidig klinisk praksis skal kunne bruge denne evidens, blev de gang laboratoriske målinger understøttet af TUG testen.

En måde hvorpå man kan måle dynamisk balance i et gang laboratorium er ved at udregne hændningsvinklerne mellem CoP og CoM, og derfor blev der i dette studie brugt samme metode som Lee & Chou, (2006)s studie. CoM udregnes ud fra segmenternes vægt og CoP, som er erhvervet fra kraftplader og er en kombination af inertionskræfter, som man bruger til at opretholde ligevægt. Ifølge Lee & Chou, (2006) er det vist, at CoP og CoM skaber sammen en hældningsvinkel under gang, som kan måles og give information om balancekontrollen både i frontalplan og i sagittalplan (Fig. 1). Dette kan ses ud fra størrelsen af hældningsvinkler, eftersom at der vil være en større hældningsvinkel i frontalplan og mindre vinkel i sagittalplan, hvis der er tale om patologisk gang (Fig. 1). Ændringen i vinkelmoment og de kliniske balancemålinger tyder på, at vinkelbevægelse i aktuelle kvantitative vurderinger af balancevirkning kan være et vigtigt element, til at overveje balancevurderingen. Single støttfase er sårbar i post-stroke under dynamisk balance og kan være relateret til inkonsekvent lateral fodplacering. Lateral fodplacering ændrer vinkelmomentet, da den ændrer hævearmen af det ydre moment omkring CoM fra GRF, og har derfor en betydelig rolle i stabiliteten i frontalplan under gang. En bredere gang vil føre til større eksternt moment, hvilket kan forventes at øge vinkelmomentet. Bred gang og paretisk fodplaceringen i forhold til CoM fører til stor vinkelmoment udsving og afspejler dårlig dynamisk balance under paretisk single støttfase (Nott, Neptune, & Kautz, 2014).

Fig. 1. Illustrerer CoP-CoM vinklen i (A) sagittalplan og (B) frontalplan (Lee & Chou, 2006).



Formål

Dette eksamensarbejde kommer til at belyse ROM i en AFO, og hvordan det påvirker dynamisk balance hos stroke patienter. Emnet belyses ved hjælp af målinger i ganglaboratorium, og understøttes af resultaterne fra TUG-testen. Der forventes, at den dynamiske balance hos stroke patienter er bedst med den fleksible indstilling af ortosen, da dette ikke begrænser ankelleddets ROM.

Metode

Deltagere

Tre mænd med stroke deltog i dette casestudie (Tabel 1). Alle deltagerne havde unilateralt hemiparese, to på højre og en på venstre. To ud af tre havde oplevet fald på grund af ubalance inden for de sidste to år. Inklusionskriterier for denne undersøgelse var individer med diagnosen stroke, evnen til at kunne gå minimum 20 meter, uden hjælpemidler og uden fysisk støtte af en anden person, samt at have en tilstrækkelig udholdenhed til at kunne gennemføre alle målingerne. Derudover skulle de være AFO brugere på maksimum et ben, som de havde gået med i minimum et år. Deltagere med foddeformiteter, diabetessår samt bilateral AFO brugere blev ekskluderet og blev ikke medtaget i undersøgelsen. Deltagernes alder, køn, vægt, aktivitetsniveau, sygdomsforløb samt den berørte side blev registreret.

Tabel 1. Deltagernes karakteristik.

Subjekt	Køn	Alder	Vægt (kg)	Højde (cm)	Tid siden stroke (år)	Berørte side
1	Mand	61	73	171	15	Venstre
2	Mand	59	125	186	11	Højre
3	Mand	74	87,5	178	6	Højre
Middelværdi		64	95,2	178,3	10	

Etiske aspekter

Der blev indsamlet en informeret samtykkeerklæring (Bilag 1), hvori der blev beskrevet, at deltagerne var anonyme og deltog frivilligt i projektet, samt at de kunne trække deres samtykke tilbage når som helst og uden en grund. Ydermere blev deltagerne informeret om, at resultaterne fra forsøget ville blive fremlagt på en åben konference. Det var det også muligt at afkrydse, om de ville informeres om studiets resultat.

AFO

Deltagerne blev forsynet med en individualiseret plast AFO lavet af polypropylen (PP) (5 mm) med multifunction system ankle joint fra Ottobock (Fig. 3-4). Disse led har ni forskellige indstillingsmuligheder (Ottobock, 2016). I undersøgelsen ønskes en rigid, en fleksibel og en åben (dvs. ingen montering af komponenter) indstilling af leddene. Ved den rigide AFO monteres anslagsstifte både anteriort og posteriort i leddene og ved den fleksible AFO monteres fjeder både anteriort og posteriort i leddene, hvor der i den åbne ikke findes nogen indstillingskomponenterne i leddet. Leddene blev indstillet efter, hvad deltageren synes var

mest behageligt i dorsalflexion og plantarfleksion under gang. Deltager 1 og 2 var iført en kile under AFO'en. Fremstilling og montering af AFO blev udført af bandagist studerende.

Fig. 3. PP AFO med multifunction system ankle joint. Designet med lukket hæl og polstring på fodstykket samt polstring langs skruerne indvendigt på lægstykket. AFO'en er omsluttet med tre velcrobånd, to på skinnebenet og en over vristen. Deltager 1 og 2 blev iført en kile under AFO'en.



Fig. 4. Multifunction system ankle joint fra Ottobock.



Undersøgelsesbeskrivelse

Tidsperioden strakte sig over 14 dage, hvor der blev foretaget undersøgelser 2 ud af disse dage på Jönköping University.

På første dagen blev der optaget anamnese samt foretaget en patientundersøgelse af deltageren. Det passive bevægelsesomfang (PROM) i anklen blev målt siddende med et goniometer. Graden af spasticitet blev målt med Modified Asworth-scale (MAS) på den berørte ankel, og muskelstyrken blev målt med Oxford Scale (Tabel 2). Samme dag blev der taget gipsafstøbning til produktion af en individuel AFO. På den anden dag, blev der udført to tests, hvoraf Timed Up and Go (TUG). Denne test skulle dække det kliniske aspekt for at vurdere mobilitet og balance. For at undgå forstyrrelser, var ortopædiske sandaler i forskellige størrelser tilgængelige under undersøgelsen og testen for hver deltager (Fig. 2).

Fig. 2. Ortopædiske sandaler: Klaveness naturform m/hælkappe.



Dataindsamling og behandling

Det er påvist, at data fra TUG har god validitet og pålidelighed (Hafsteinsdottir, Rensink, & Schuurmans, 2014; Podsiadlo & Richardson, 1991). Ifølge Podsiadlo & Richardson, (1991), har ældre mennesker, der har brug for 20 sekunder og længere for at gennemføre TUG testen, tilbøjelighed til at falde. TUG testen vurderer deltagerens evne til at rejse og sætte sig samt gangfunktionen (Hafsteinsdottir et al., 2014). TUG blev testet med tre forskellige indstillinger af en individuel AFO (rigid, fleksibel og åben). Testen blev udført tre gange per indstilling af AFO i randomiseret rækkefølge for hver deltager med ortopædisk sandal.

TUG testen forløb således at deltageren startede i siddende stilling på en stol med armlæn og efterfølgende rejste sig op, gik tre meter (markering på gulvet) i selvvalgt tempo, vendte sig om, gik tilbage til stolen og satte sig ned igen. Tiden startede i det der blev sagt "GO" for at deltageren skulle rejse sig op og stoppede når deltageren sad ned igen på stolen. Hvis deltagerne havde en gennemsnitlig score på 20 sekunder og mere, kunne det være tegn på en større tilbøjelighed til at falde (Podsiadlo & Richardson, 1991). For at kunne sammenligne scoren, for de tre deltagere bedst muligt, blev de informeret om at vende sig på den raske side, samt at der blev anvendt den samme stol under testen. Det var tilladt at benytte krykker. For at undgå for meget træthed opfordrede vi deltagerne til at hvile mellem runderne, mens der blev monteret en ny indstilling på AFO'en ifølge randomiseringen. Testen blev vist for deltagerne, så de var med på, hvad der skulle foregå.

Den eksperimentelle del af undersøgelsen foregik i et ganglaboratorie med de tre forskellige indstillinger af en individuel AFO (rigid, fleksibel og åben) ifølge randomiseringen. Der blev gået med selvvalgt tempo. Målingerne bestod af et 3D-ganganalyse system, med tre forskellige indstillede AFO'er (rigid, fleksibel og åben). Dataindsamlingen blev udført i et ganglaboratorium ved hjælp af 11 kameraer og et bevægelsesanalysesystem (Qualisys track

manager (QTM)), som registrerede de reflekterende markører. Markørerne blev placeret på anteriort på underbenet, direkte på huden samt på tøjet, ifølge Salford lower body marker set (Jan & Van, 2007). Systemet blev først og fremmest kalibreret, hvorefter der blev foretaget en statistisk måling af deltagerne som stod stille på en kraftplade, hvor markørerne blev registreret. Deltagerne gik efterfølgende hen over de to kraftplader i selvvalgt tempo ført ortopædiske sandaler. Målingerne af de tre testbetingelser blev udført i randomiseret rækkefølge for hver deltager og uden at fjerne de reflekterende markører. Der blev registreret tre gode målinger på hvert ben per testbetingelse, hvoraf middelværdien blev beregnet. Hjælpemidler (såsom en krykke) var tilladt, samt det at hvile mellem forsøgene for at forhindre træthed. Der var 5 minutters hvileperiode mellem hver test, hvor deltagerne kunne sidde ned, mens der blev monteret en ny indstilling i AFO'en ifølge randomiseringen. Dataprocesen blev udført under anvendelsen af Visual3D professional, hvor CoP og CoM blev beregnet både i frontalplan (medio-lateral) og sagittalplan (anterior-posterior) (Lee & Chou, 2006). På grund af en lille stikprøve udførte vi descriptive statistik.

Resultat

Timed Up and Go testen

Som det ses i tabel 1, så var alle patienter mænd, og havde haft stroke indenfor de sidste 15 år. Gennemsnitsalderen var 64 år, og mændene havde en gennemsnitsvægt på 95,2 kg. Patient 1 bar en AFO på venstre side, og i hjemmet blev der brugt en preflex AFO, med posterior tilslutning til benet. Ved længere gang anvendte han en silikone AFO med støtte indstøbt, eftersom dette gjorde det lettere for ham at have sko på. Han var også den eneste patient, som havde begrænset ROM i sit ankelled (Tabel 2). Patient 2 og patient 3, var begge ramt på højre side. Patient 2 var diabetes patient og anvendte til dagligt en kulfiber ortose med anterior tilslutning til benet. Patient 3 anvendte på nuværende tidspunkt ikke en AFO, da han mente, han klarede sig fint uden. Alle tre stroke patienter har i dette forsøg klaret en TUG test, hvor TUG testens samlede score af patienterne kan ses i tabel 3. Alle tre patienter gik testen langsommere end raske individer, som ifølge Dogan et al., (2011) kunne gå testen på 10 sekunder. Dog var der meget adspredelse i, hvor hurtigt de kunne gå testen. Det kunne ses, at patient 2 havde dårligere balance sammenlignet med patient 1 og patient 3, eftersom han gik testen på længere tid end de andre. Ud fra tabel 3 ses det, at patient 1 og patient 2 begge gik bedst med den rigide AFO, og havde henholdsvis middelværdier på 17,8 sekunder og 21 sekunder. For begge gjaldt det, at næst efter den rigide AFO kom den åbne indstilling og til sidst den fleksible. Patient 1 klarede sig under 20 sekunder på alle målinger, hvilket ifølge Podsiadlo & Richardson, (1991) er grænsen for, hvornår risikoen for fald bliver stor. Dog klarede han sig langt fra på niveau med raske individer, så det kan derved konkluderes, at han har problemer med dynamisk balance, og stadig er i risikozonen for fald. Patient 2 derimod klarede sig ikke under de 20 sekunder med nogle af indstillingerne, og dette betyder, at han er i større risiko for fald.

Patient 3 adskilte sig fra de andre, eftersom han gik bedst med den fleksible indstilling, og havde en middelværdi på 14,8 sekunder. Den anden bedste for ham var den rigide indstilling og til sidst den åbne. Han var den patient, der klarede sig bedst i TUG testen af de tre patienter, og derfor må have bedst dynamisk balance.

Tabel 2. Patientundersøgelse: ROM, MAS og Oxford Scale.

Subjekt	1	2	3
Passiv ROM (ankel)	85°	90°	90°
Muskelstyrke (0-5):			
Dorsiflex	0	3	4
Plantarflex	0	4	4
Knæflex	0	4	5
Knæex.	0	4	4
Varusfejlstilling	Ja	Ja	Ja
Spasticitet	5	0	0

Tabel 3. TUG-test med tre testbetingelser. Alle resultater er angivet i sekunder.

Subjekt		Rigid	Fleksibel	Ingen monterning (åben)	Støtte
1					
	Middelværdi	17,8	19	18,4	Nej
	Minimum score	16,6	18,1	17,1	
	Maksimum score	19	20,3	19	
2					Ja
	Middelværdi	21	23,3	21,3	
	Minimum score	19,8	22,2	29,2	
	Maksimum score	21,9	24,6	21,9	
3					Nej
	Middelværdi	15,5	14,8	15,9	
	Minimum score	15,2	13,9	15	
	Maksimum score	15,9	15,8	17,4	

CoP-CoM

De 3 stroke patienters gennemsnitlige målinger af dynamisk balance under gang, kan ses i frontal- og sagittalplan med ML og AP hældningsvinkler, i tabel 4. Det kan også ses, at der

ikke er en gennemgående sammenhæng mellem de tre patienter, og heller ikke mellem AP og ML retninger ved de individuelle målinger.

I frontalplan (ML) ses, at stroke patient 1 har den mindste hældningsvinkel med den rigide indstilling af AFO'en, hvilket indikerer, at det er der, hvor patienten har bedst dynamisk balance. Den fleksible indstilling kommer derefter. Hos den åbne indstilling ses det, at han balance er dårligst, og har dermed den største hældningsvinkel.

Stroke patient 2 har bedst dynamisk balance med den fleksible indstilling af AFO'en. Derefter kommer den rigide indstilling, hvor den åbne indstilling har den største hældningsvinkel, og dermed dårligst dynamisk balance.

Hos den tredje og sidste stroke patient ses derimod, at bedst dynamisk balance er hos den åbne indstilling. Den fleksible indstilling kommer dernæst. Den rigide indstilling har den største hældningsvinkel, som resulterer i dårligst dynamisk balance.

I sagittalplanet (AP) ses, at stroke patient 1 har den største hældningsvinkel med den fleksible indstilling, hvilket resulterer i bedst dynamisk balance. Næstbedst dynamisk balance ses hos den rigide indstilling og dårligst dynamisk balance ses hos den åbne indstilling.

Hos stroke patient 2 ses bedst dynamisk balance ved den rigide indstilling af AFO'en. Den fleksible indstilling kommer derefter, hvor den mindste hældningsvinkel er den åbne og har dermed dårligst balance ved denne indstilling.

Stroke patient 3 har bedst dynamisk balance med den åbne indstilling, dernæst den fleksible indstilling og til sidst den rigide indstilling, som har de mindste hældningsvinkler og dermed dårligst dynamisk balance.

Table 4. Resultat af de gennemsnitlige hældningsvinkler i frontalplan (ML) og sagittalplan (AP). Alle resultater er angivet med grader.

Patient	Indstilling	AFO (ML)	AFO (AP)
1	Flex	8,5	11,6
	Rigid	8	11,4
	Åben	9,3	10,8
2	Flex	11,6	8,9
	Rigid	12,7	8,9
	Åben	13,1	7,7
3	Flex	9,6	15,9
	Rigid	10,7	13,4
	Åben	8,4	17,1

For at danne sig et grafisk overblik over resultaterne kan der ses seks bokspot diagrammer (A, B, C, D, E og F) i bilag 2, hvor alle patienterne sammenlignes med hinanden i de tre forskellige testbetingelser, som vi har undersøgt i ganglaboratoriet. Diagrammerne er delt op i de to hældningsvinkler, ML og AP.

I frontalplan (ML) kan det ses i diagram A, B og C, med de tre forskellige testbetingelser, at stroke patient 2 generelt har dårligere dynamisk balance end stroke patient 1 og 2. Stroke patient 1 har de mindste hældningsvinkler både med den fleksible og rigide indstilling, og har dermed bedst dynamisk balance i disse to. Ved den åbne indstilling ses derimod, at det er stroke patient 3, der har bedst dynamisk balance.

I sagittalplanet (AP) i diagram D, E og F ses det, at stroke patient 2 også her udvises dårligst dynamisk balance med de mindste hældningsvinkler. Stroke patient 3 har de største hældningsvinkler i alle tre testbetingelser og har dermed bedst dynamisk balance i forhold til stroke patient 1 og 2.

Diskussion

Dynamisk balance er en vigtig funktion, som er essentiel for både mobilitet og stabil gang. Stroke patienter har oftest balance som mål under rehabilitering, som i fleste tilfælde opnås, men man formår oftest ikke at genvinde balance som før. Flere undersøgelser har vist, at AFO har positive effekter på gangparametre, men der er begrænset antal undersøgelser af påvirkningerne på dynamisk balance (Dogan et al., 2011). Ramstrand & Ramstrand, (2010) nævner i deres studie, at balanceudfaldet kan være afhængig af AFO'ens specifikke design og fleksibilitet, men disse undersøgelser var begrænset og vedrører ikke personer med stroke. Derfor udførte vi en undersøgelse, som evaluerede effekten af AFO's design og ROM på dynamisk balance hos patienter med stroke, ved hjælp af en klinisk test og målinger i ganglaboratoriet.

Resultat

TUG testens resultater viste, at alle patienter lå inden for intervallet på 14,8-23,3 sekunder, men der ingen observeret effekt af AFO'ens design og ROM. Derved har vi vist, at de alle lå inden for risikozonen for fald og dårlig dynamisk balance, som ifølge Dogan et al., (2011) ligger over de 10 sekunder. Ifølge Ramstrand & Ramstrand, (2010) skulle den fleksible indstilling være bedre for dynamisk balance. Resultaterne for patient 1 og patient 2 modbeviste dette, eftersom de ved anvendelse af en rigid indstilling på AFO'en havde bedst dynamisk balance. Med TUG testen har man mulighed for at sammenligne resultater og se, hvornår der er en generel forskel i dynamisk balance. Ifølge Huang et al., (2011) så ligger forskellen i tid på 3.5 sekunder. Det kan ud fra tabel 3 ses, at patient 2 var den eneste som lå på grænsen til en generel forbedring mellem den rigide indstilling og den fleksible indstilling. I artiklen nævner de, at forskelle mindre end 3.5 sekunder kan skyldes en mindre fejl i målinger, og derfor ikke er relevant, hvilket vedrører resultatet for patient 1 og patient 2.

Ved dynamisk balance målt i ganglaboratoriet, fandtes der heller ikke en sammenhæng mellem resultaterne, og det kan derfor ikke understøttes af TUG-testen. Det er derfor ikke muligt at konkludere noget ud fra målingerne. Som det ses i tabel 4, var patient 3 den eneste patient, der havde samme resultat for bedste indstilling i både frontalplan og sagittalplan. At to af patienterne gjorde det bedst med den rigide indstilling i nogle af målingerne kan skyldes, at de i forvejen havde begrænset ROM i leddet eller som patient 2 havde brug for støtte i form af en krykke, og derfor ikke udnytter bevægelsen i ankelleddet. En rigid AFO kan være med

til at give bedre dynamisk balance, og ifølge Shin, Lee, & Kim, (2017); Tyson & Kent, (2013); Wang et al., (2005) så har en AFO en umiddelbar effekt på gang, som derved modbeviser resultaterne for patient 3 i de dynamiske balancemålinger. Alle tre patienter havde individuelle gangmønstre, og det kan derfor være, at man i stedet for at kigge på patologien skal kigge på hvert individs fysiske funktion og muskelstyrke samt inddele patienterne i grupper. Derudfra kan man vurdere hvilken gruppe de tilhører og hvilken fleksibilitet AFO'en skal have.

Patient 1 var mere ramt af patologien, og havde brug for hjælp og støtte til at stabilisere ankelleddet i form af en AFO. Som det ses i tabel 2, havde patient 1 mindre ROM og svækket muskulatur i ankelleddet sammenlignet med patient 2 og patient 3. Det kunne derfor forventes, at en rigid indstilling i AFO'en ville være foretrukket eftersom den tvinger ham til at benytte sig af hofte strategien i stedet, hvorimod patient 2 og patient 3 ville have bedre mulighed for at benytte sig af begge (Chen et al., 2000). Et forventet resultat havde været, at patient 2 og patient 3 havde haft bedst dynamisk balance med en fleksibel indstilling hvor de havde mulighed for at benytte ankel strategien. Det kom dog ikke til udtryk, eftersom patient 2 havde forholdsvis god bevægelighed i ankelleddet, men havde stadig dårligere balance sammenlignet med patient 1 og patient 3.

Resultaterne i dynamisk balance stemte ikke overens i sagittalplan og frontalplan for patient 1 og patient 2, da patient 3's resultater, var de eneste der viste, at den samme indstilling i AFO'en var bedst i begge planer. Det kan derfor diskuteres hvorvidt begge planer fortæller lige meget om dynamisk balancen. Hsue, Miller, & Su, (2009); Lee & Chou, (2006) kunne i deres forsøg ikke finde en signifikant forskel mellem de forskellige grupper de testede, når det kom til AP hældningsvinklen, men de kunne derimod se en forskel i ML hældningsvinklerne. Lee & Chou, (2006) fandt i deres forsøg en signifikant forskel i ML, og det bør derfor diskuteres om man ved patologisk gang har mere tendens til at falde til siden under daglige aktiviteter. Ifølge Smeesters, Hayes, & McMahon, (2001) kan det ses ved langsom gang, at man har tendens til at falde til siden, hvilket vores ML resultater for deltagerne i dette studie også kunne påvise. Dette kan tyde på at, det er vanskeligere at styre sidelæns CoM bevægelsen under gang og derved har en større hældning i CoM-CoP vinklen i frontalplan.

Metode

Den lille sample size er i dette studie en begrænsning, der blev derfor gået på kompromis med inklusionskriterierne, så en patient endte med at have diabetes, samt havde brug for ganghjælpemiddel i form af en krykke på grund af nedsat dynamisk balance. Derudover var de alle tre deltagerer mænd. Dette giver derfor ikke et helhedsbillede af, hvordan dynamisk balance er ved alle stroke patienter i forhold til de tre forskellige indstillinger i AFO'en. Endnu et inklusionskriterie der blev kompromitteret med var, at patienter skulle være brugere af AFO's. Dette blev ikke opnået, da patient 3 ikke anvendte AFO på det pågældende tidspunkt, dog har han tidligere været AFO bruger. Tidligere undersøgelser har fundet ud af, at lige meget hvor vænnet man er til en AFO, så har den en positiv effekt på ganghastigheden og balance (Shin et al., 2017), så derfor spiller dette ikke en større rolle for vores resultater.

TUG-testen er blevet brugt til at forudsige faldrisikoen hos patienter med stroke, den kan dog kun bruges som en indikator og det anbefales at bruges i kombination med andre teste (Hafsteinsdottir et al., 2014). Dette skyldes stor uenighed om cut-off tiderne (Belgen, Beninato, Sullivan, & Narielwalla, 2006). Vi valgte dog at benytte TUG testen som den eneste klinisk test, eftersom der fandtes litteratur som viste en signifikant korrelation mellem TUG testen og BBS (Kobayashi, Leung, Akazawa, & Hutchins, 2016). Da vores patientgruppe bruger en mere energi og bliver hurtigere træt (Stoquart, Detrembleur, & Lejeune, 2012), vurderede vi, at endnu en test ville påvirke resultaterne negativt i forhold til træthed. TUG-testen har påvist god validitet og reliabilitet (Hafsteinsdottir et al., 2014; Podsiadlo & Richardson, 1991), også når det gælder patienter med et stroke (Hafsteinsdottir et al., 2014). Det er dog vigtigt at beskrive, hvordan TUG-testen blev udført, da det kan være varierende (Hafsteinsdottir et al., 2014). Heung & Ng, (2009) fandt, at stolens højde og drejnings retning påvirkede TUG-scorerne. Det viste, at patienter var i stand til at vende sig hurtigere på den påvirkede side end den upåvirkede side. Antallet af trin der bruges til at dreje, kan have påvirket TUG-tiden, da drejningen til den upåvirkede side krævede flere trin (Hafsteinsdottir et al., 2014). Faria, Teixeira-Salmela, & Nadeau, (2009) fandt dog ingen forskel i TUG-scorerne ved drejningsprocessen. For at øge validiteten og reliabiliteten brugte vi en standardiseret procedure for anvendelsen af TUG testen, hvor vi instruerede vores patienter nøje, i at skulle dreje til den påvirkede side og de fik alle den samme stol at udføre testen med. Der er dog stadigvæk risiko for målefejl, som kan skyldes træthed eller læringseffekt. Patient 2 brugte krykke, hvilket varierer patienternes score af TUG.

AFO

De individuelle AFO'er blev fremstillet så det omsluttede tæt på benet for at give så meget støtte som muligt. De blev fremstillet i PP med en tykkelse på 5 mm for at den blev mere stabil. Vi ønskede at forstærke AFO'erne med kulfiber for netop at give en optimal støtte og hårdhed, men dette var ikke en mulighed. Vi har valgt et multifunction system ankle joint for have indstillings mulighederne i de tre testbetingelser vi undersøgte, da der hverken var tid eller ressourcer til at lave tre individuelle AFO'er per patient. Som tidligere nævnt, viste resultaterne ikke et mønster, hverken mellem TUG testen eller fra de gang laboratoriske målinger, men heller ikke resultaterne i ML og AP-vinklerne. Dette kan skyldes, at AFO'erne er fremstillet af studenter, med hjælp fra professionelle, dog har de studerende ikke meget erfaringer eller øvelse i at lave AFO's, hvilket kan stille spørgsmål til reliabiliteten, eftersom det ikke er pålidelige og nøjagtige produkter der er blevet fremstillet. Led placeringen har især en stor betydning. Leddet skal gerne placeres, så det følger det anatomiske led. Placeres ledet forkert, så kan det medføre, at der skal bruges mere mekanisk energi til at flytte foden, og derved ændringer i gangmønstret (Fatone, Johnson, & Tucker, 2016) som kan påvirke balance. Hver student har lavet henholdsvis en og to AFO'er, og der er derfor ikke lavet samme "fejl" på ortoserne, dog har begge studenter fulgt samme rækkefølge og metode under fremstillingen af AFO'erne. Vi formåede heller ikke, at korrigere varus fejlstillingerne fuldstændigt, især patient 1 havde en varusfejlstilling, hvilket kan have en effekt og variation på hvordan patienter gik gennem gangcyklusset og derved påvirke deres dynamiske balance, eftersom de blev nødt til at kompensere for denne fejlstilling på andre måder (Shin et al., 2017). Pålideligheden i dette forsøg kan forstærkes ved, at én erfaren person fremstiller AFO'erne, så patienterne får en optimal led placering samt korrigerende af fejlstilling, som dermed mindsker variationerne ved de individuelle AFO's.

Markørplacering

I ganglaboratoriet blev markørerne sat på af en erfaren person hos den første deltager og derefter af en studerende på de sidste to deltagere. Der kan være opstået variation af disse markører selvom samme model er blevet benyttet (Salford marker model), hvilket mindsker validiteten og reliabiliteten i studiet. Nogle af markørerne sad uden på tøjet og da tøjet ikke sad tæt på kroppen, undgik vi ikke bevægelse af markørerne. Dette resulterer i, at kroppens bevægelser ikke stemte 100 % overens. Under målingerne af gangen var der problemer med, at markørerne ikke ville blive siddende på patient 2 og 3. Dette kan have givet usikre målinger

og er derfor ikke optimalt. Ved patient 1 havde vi én statistisk måling, som stemte overens med markørerne i alle målingerne. Ved patient 2 og patient 3 var der henholdsvis 2 og 3 statistiske målinger på grund af tab af markør. Dette mindsker troværdigheden af målingerne. For at øge validiteten og reliabiliteten behøves markørerne at sættes på af den samme person, samt sikre sig at alle markørerne sidder fast. Hvis tilfældet er ligesom i vores studie, at markørerne falder af, skal der gøres nye målinger fra begyndelsen med en ny statistisk måling. Grundet tidsmangel og træthed ved patienterne var dette ikke en mulighed i dette studie.

Klinisk relevans

Denne undersøgelse er klinisk relevant, eftersom mange mennesker hvert år rammes af stroke og derefter får problemer med gang og dynamisk balance, og som ovenstående rapport har vist, så er intet individ ens. Der er endnu ikke fundet den optimale løsning på, hvordan stroke patienter skal behandles, når det kommer til ortopædiske hjælpemidler.

Sammenfattet ud fra ovenstående, så kan man forbedre dette studie ved at have en professionel bandagist som er specialiseret indenfor AFO's til at fremstille dem. Derved mindsker man risikoen for at led placeringen ikke bliver optimal og man ikke begrænser deres ROM og forhåbentlig gør energiforbruget under gang mindre. For videre forskning er det vigtigt at få en sample size der er stor og varieret, så den viser et helhedsbillede af befolkningen, samt det bliver herved muligt at udføre en statistisk analyse, dog viste vores pilot studie ingenting, så derfor kan dette også være tilfældet ved videre forskning med samme metode. Metoden under indsamling af data skal også være mere specificeret, samt man skal ved videre forskning også kigge på statisk balance, og derved få et bedre helhedsbillede af dynamisk balance hos den enkelte patient. Eftersom vores resultater ikke viste noget, kan det være en indikator for, at man skal kigge på hvert individs gangmønster og ud fra det vurdere AFO'ens fleksibilitet og design. En begrænsning ved dette studie var, at modstanden ved den fleksible indstilling ikke blev målt. Vægten på patienterne var meget adspredt, hvilket har en betydning for, hvor meget kraft der skal være i fjedrene, for at opretholde den ønskede fleksibilitet. Man burde derfor udføre et studie, hvor man kigger på hvilke kompensatoriske rørelser hvert individ har, og derudfra konkludere hvilke patienter, der passer i de forskellige AFO indstillinger.

Konklusion

Vi fandt i dette forsøg ikke ud af noget specifikt om hvorvidt ROM i en AFO påvirker dynamisk balance hos stroke patienter, eftersom resultaterne fra hver patient ikke stemte overens, hverken mellem TUG testen og ganglaboratoriets målinger og heller ikke mellem CoP og CoM hældningsvinklerne i ML og AP-retning. Så hvis der skal laves videre forskning indenfor dette område, bliver man nødt til at undersøge hvert individ og deres kliniske formåen i stedet for at kigge på patologien, eftersom alle individer er forskellige.

Referencer

- Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P. E., & Narielwalla, K. (2006). The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, *87*(4), 554-561. doi:10.1016/j.apmr.2005.12.027
- Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*, *73*(11), 1073-1080.
- Bohannon Richard, W., Andrews, A. W., & Smith, M. B. (1988). Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *International Journal of Rehabilitation Research*, *11*(2), 181-184.
- Bouchalova, V., Houben, E., Tancsik, D., Schaekers, L., Meuws, L., & Feys, P. (2016). The influence of an ankle-foot orthosis on the spatiotemporal gait parameters and functional balance in chronic stroke patients. *J Phys Ther Sci*, *28*(5), 1621-1628. doi:10.1589/jpts.28.1621
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., & Qualls, C. (1999). Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, *41*(11), 748-757.
- Chen, I. C., Cheng, P. T., Hu, A. L., Liaw, M. Y., Chen, L. R., Hong, W. H., & Wong, M. K. (2000). Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. *Chang Gung Med J*, *23*(6), 339-347.
- Chern, J. S., Chang, H. S., Lung, C. W., Wu, C. Y., & Tang, S. F. (2013). Static ankle-foot orthosis improves static balance and gait functions in hemiplegic patients after stroke. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, *2013*, 5009-5012. doi:10.1109/embc.2013.6610673
- Cikajlo, I., Osrecki, K., & Burger, H. (2016). The effects of different types of ankle-foot orthoses on postural responses in individuals with walking impairments. *Int J Rehabil Res*, *39*(4), 313-319. doi:10.1097/mrr.0000000000000189
- Dogan, A., Mengulluoglu, M., & Ozgirgin, N. (2011). Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemiparetic stroke patients. *Disabil Rehabil*, *33*(15-16), 1433-1439. doi:10.3109/09638288.2010.533243
- Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., & Nadeau, S. (2009). Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects. *Top Stroke Rehabil*, *16*(3), 196-206. doi:10.1310/tsr1603-196
- Fatone, S., Johnson, W. B., & Tucker, K. (2016). A three-dimensional model to assess the effect of ankle joint axis misalignments in ankle-foot orthoses. *Prosthet Orthot Int*, *40*(2), 240-246. doi:10.1177/0309364614543551
- Geiger, R. A., Allen, J. B., O'Keefe, J., & Hicks, R. R. (2001). Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Phys Ther*, *81*(4), 995-1005.
- Gok, H., Kucukdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G., & Ergin, S. (2003). Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil*, *17*(2), 137-139. doi:10.1191/0269215503cr6050a
- Guerra Padilla, M., Molina Rueda, F., & Alguacil Diego, I. M. (2014). Effect of ankle-foot orthosis on postural control after stroke: a systematic review. *Neurologia*, *29*(7), 423-432. doi:10.1016/j.nrl.2011.10.003
- Hafsteinsdottir, T. B., Rensink, M., & Schuurmans, M. (2014). Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil*, *21*(3), 197-210. doi:10.1310/tsr2103-197
- Hammarén, E., Ohlsson, A., J., Lindberg, C., & Kjellby-Wendt, G. (2012). Reliability of static and dynamic balance tests in subjects with myotonic dystrophy type 1. *Advances in Physiotherapy*, *14*, 48-54. doi:10.3109/14038196.2912.675352
- Heung, T. H., & Ng, S. S. (2009). Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke. *J Rehabil Med*, *41*(9), 719-722. doi:10.2340/16501977-0411
- Hsue, B. J., Miller, F., & Su, F. C. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait Posture*, *29*(3), 465-470. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.11.007
- Huang, S. L., Hsieh, C. L., Wu, R. M., Tai, C. H., Lin, C. H., & Lu, W. S. (2011). Minimal detectable change of the timed "up & go" test and the dynamic gait index in people with Parkinson disease. *Phys Ther*, *91*(1), 114-121. doi:10.2522/ptj.20090126
- Jan, S., & Van, S. (2007). *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Karimi, M. T., & Solomonidis, S. (2011). The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *J Res Med Sci*, *16*(4), 530-535.

- King, R. B. (1996). Quality of life after stroke. *Stroke*, 27(9), 1467-1472. doi:10.1161/01.STR.27.9.1467
- Kobayashi, T., Leung, A. K. L., Akazawa, Y., & Hutchins, S. W. (2016). Correlations between Berg balance scale and gait speed in individuals with stroke wearing ankle-foot orthoses – a pilot study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11(3), 219-222. doi:10.3109/17483107.2014.932019
- Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(4), 569-575. doi:10.1016/j.apmr.2005.11.033
- Lehmann, J. F., Condon, S. M., Price, R., & deLateur, B. J. (1987). Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil*, 68(11), 763-771.
- Leung, J., & Moseley, A. (2003). Impact of Ankle-foot Orthoses on Gait and Leg Muscle Activity in Adults with Hemiplegia: Systematic literature review. *Society of Physiotherapy (Elsevier)*, 89(1), 39-55. doi:10.1016/S0031-9406(05)60668-2
- Mulroy, S. J., Eberly, V. J., Gronely, J. K., Weiss, W., & Newsam, C. J. (2010). Effect of AFO design on walking after stroke: impact of ankle plantar flexion contracture. *Prosthet Orthot Int*, 34(3), 277-292. doi:10.3109/03093646.2010.501512
- Nashner, L., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150. doi:10.1017/S0140525X00020008
- Nott, C. R., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2014). Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 39(1), 129-134. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.008
- Ottobock. (2016, 2015-09-22). 17B66 Ankle Joints Instructions for Use [PDF-fil]. Hentet fra: <https://professionals.ottobockus.com/Orthotics/Custom-Orthotics/AFO--Ankle-Foot-Orthosis/Multifunction-Ankle-Joints/Multifunctional-Ankle-Joint-Outside/p/17B66~5A-20>.
- Pai, Y. C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech*, 30(4), 347-354. doi:10.1016/S0021-9290(96)00165-0
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39(2), 142-148.
- Ramstrand, N., & Ramstrand, S. (2010). AAOP State-of-the-Science Evidence Report: The Effect of Ankle-Foot Orthoses on Balance - A Systematic Review. *Journal Of Prosthetics And Orthotics*, 22(4S), 4-23. doi:10.1097/JPO.0b013e3181f379b7
- Schmid, A. A., Van Puymbroeck, M., Altenburger, P. A., Dierks, T. A., Miller, K. K., Damush, T. M., & Williams, L. S. (2012). Balance and Balance Self-Efficacy Are Associated With Activity and Participation After Stroke: A Cross-Sectional Study in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 1101-1107. doi:10.1016/j.apmr.2012.01.020
- Shin, Y. J., Lee, D. H., & Kim, M. K. (2017). The effect of newly designed multi joint ankle foot orthosis on the gait and dynamic balance of stroke patients with foot drop. *J Phys Ther Sci*, 29(11), 1899-1902. doi:10.1589/jpts.29.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2012). Normal postural control. In *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (Fourth ed., pp. 161-194): Philadelphia : Wolters Kluwer.
- Smeesters, C., Hayes, W. C., & McMahon, T. A. (2001). Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *J Biomech*, 34(3), 309-317. doi:10.1016/S0021-9290(00)00200-1
- Socialstyrelsen. (2017). Statistik om stroke 2016 [PDF-fil]. Hentet fra: <http://www.socialstyrelsen.se/publikationer2017/2017-12-18>.
- Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. M. (2012). The reasons why stroke patients expend so much energy to walk slowly. *Gait & Posture*, 36(3), 409-413. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.019
- Tyson, S. F., & Kent, R. M. (2013). Effects of an Ankle-Foot Orthosis on Balance and Walking After Stroke: A Systematic Review and Pooled Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(7), 1377-1385. doi:10.1016/j.apmr.2012.12.025
- van der Wilk, D., Hijmans, J. M., Postema, K., & Verkerke, G. J. (2018). A user-centered qualitative study on experiences with ankle-foot orthoses and suggestions for improved design. *Prosthet Orthot Int*, 42(2), 121-128. doi:10.1177/0309364616683981
- Wang, R. Y., Yen, L., Lee, C. C., Lin, P. Y., Wang, M. F., & Yang, Y. R. (2005). Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil*, 19(1), 37-44. doi:10.1191/0269215505cr797oa
- Zissimopoulos, A., Fatone, S., & Gard, S. (2014). The effect of ankle-foot orthoses on self-reported balance confidence in persons with chronic poststroke hemiplegia. *Prosthet Orthot Int*, 38(2), 148-154. doi:10.1177/0309364613490445

Bilag

Bilag 1: Deltagerinformation til eksamensprojekt

Forsøgets titel: *A research to see if the flexibility in an AFO has an effect on the balance in strokepatients.*

Vi vil spørge, om du vil deltage i et studie i forhold til vores afsluttende eksamensprojekt, der udføres af Line Petersen og Lykke Wilhardt Maansson på Hälsohögskolan, Jönköping University.

Før du beslutter, om du vil deltage i forsøget, skal du fuldt ud forstå, hvad forsøget går ud på, og hvorfor vi gennemfører forsøget. Vi vil derfor bede dig om at læse denne deltagerinformation grundigt.

Du vil blive inviteret til en samtale om forsøget, inden forsøgets start, hvor du kan stille de spørgsmål, du har om forsøget. Hvis du beslutter dig for at deltage i forsøget, vil vi bede dig om at underskrive en samtykkeerklæring (se vedlagte samtykkeerklæring). Husk, at du har ret til betænkningstid, før du beslutter, om du vil underskrive samtykkeerklæringen.

Det er frivilligt at deltage i forsøget. Du kan når som helst og uden at give en grund trække dit samtykke tilbage.

Formål med forsøget

Stroke patienter oplever ofte funktionelle begrænsninger i dagligdagens aktiviteter. Gangevnen er blandt andet en funktion der ofte påvirkes. Når gangevnen påvirkes, går det også ud over balancen. Balance er nødvendig for at opretholde kroppens tyngdekraft både når man står og går, derfor er det et vigtigt mål at genvinde balancen i rehabiliteringen for denne patientgruppe.

Målet med dette studie, er at undersøge om fleksibiliteten i en ortose kan påvirke den dynamiske balance, dvs. når man går, målt via et system i et ganglaboratorium, som måler hældningsvinkler. Ud fra disse vinkler kan vi måle balancekontrollen. Dette skal gøres med tre forskellige ortoser: en stiv, en fleksibel og en åben ortose som vi justerer på, i leddene på AFO'en.

Plan for forsøget

I forsøget skal du gå på et gulv, hvor der er nogle kraftplader. Via kamera og markør kommer nogle målinger på et datasystem af din gang, hvor vi kan måle din balance. Markørerne sætter vi forskellige steder på din krop. Du skal gå ca. 20 meter med hver type ortose. Inden målingerne vil du få en tilvænningsstid på ca. 10 min for hver ortose.

Du kommer til at have to besøg hos os på skolen. Det anbefales at tage et par shorts med begge dage. Der er mulighed for omklædning på skolen.

Det første besøg skal vi først og fremmest snakke om forsøget, hvor du har mulighed for at stille de spørgsmål, du har om forsøget. Efterfølgende skal vi tage en gipsafstøbning, som vi skal bruge til at lave en AFO.

Det andet besøg skal vi prøve AFO'en og eventuelt lave justeringer. Vi skal være i ganglaboratoriet hele dagen og samle data ind via datasystemet. Vores vejleder Nerrolyn Ramstrand vil være til stede denne dag for at hjælpe os med systemet.

Nytte ved forsøget

Studiet kan hjælpe til med at få mere fokus indenfor dette område, samt starte forskning indenfor ortosers påvirkning for stroke patienter og deres balanceevne. Det medfører at man kan finde bedre løsninger på hjælpemidler til stroke patienter.

Udelukkelse fra og afbrydelse af forsøg

Vores kriterier til dig er at du skal kunne gå minimum 20 meter ni gange, derudover så skal du være AFO brugere på maksimum et ben. Du skal kunne gå uafhængigt af hjælp. Du må ikke have foddeformiteter samt diabetessår.

Oplysninger om økonomiske forhold

Skolen vil finansiere de timer du er hos os, der har vi et skema som skal udfyldes, som du får af os på skolen.

Adgang til forsøgsresultater

Forsøgsresultaterne skal vi bruge til vores eksamensprojekt som vi skal aflevere d. 24/5-18. D. 4/6-18 eller 5/6-18 skal vi op og forsvare vores projekt for resten af klassen.

Vi håber, at du med denne information har fået tilstrækkeligt indblik i, hvad det vil sige at deltage i forsøget, og at du føler dig rustet til at tage beslutningen om din eventuelle deltagelse.

Hvis du vil vide mere om forsøget, er du meget velkommen til at kontakte:

Line Petersen

pe1i1510@student.ju.se

0045 30 51 25 13

Lykke Wilhardt Maansson

ma1y1491@student.ju.se

0045 26 82 61 28

Med venlig hilsen

Line Petersen og Lykke Wilhardt Maansson

Samtykkeerklæring

Jeg bekræfter ved underskrift på denne erklæring, at jeg,

Forsøgspersonens navn

Personnummer

ved, at det er frivilligt at deltage, og at jeg altid kan trække mit samtykke tilbage uden at give nogen grund til at trække mit samtykke tilbage.

Jeg giver samtykke, til at deltage i et eksamensprojekt og har fået en kopi af dette samtykkeark samt en kopi af den skriftlige deltagerinformation om projektet til eget brug.

Dato

Underskrift

Ønsker du at blive informeret om studiets resultat?

Ja ____ (sæt x) Nej ____ (sæt x)

Erklæring fra den/dem, der afgiver information

Jeg erklærer, at forsøgspersonen har modtaget mundtlig og skriftlig information om forsøget. Efter min overbevisning er der givet tilstrækkelig information til, at der kan træffes beslutning om deltagelse i forsøget.

Line Petersen

Dato

Underskrift

Lykke Wilhardt Maansson

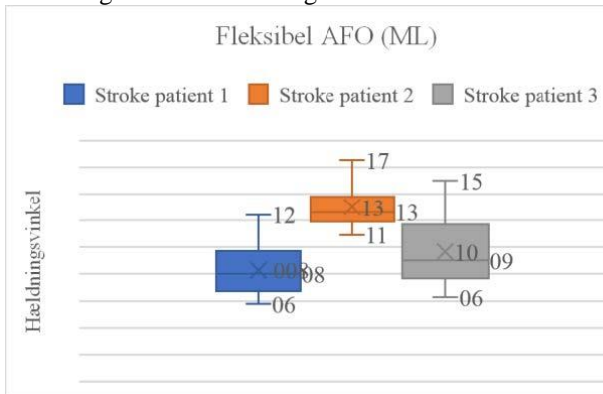
Dato

Underskrift

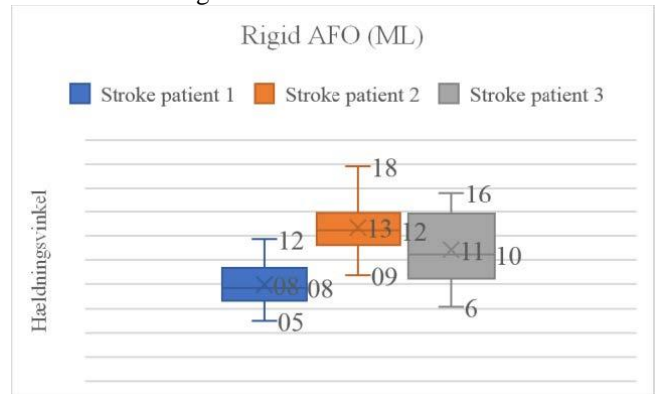
Bilag 2: Bokplotdiagrammer

Nedenfor ses 6 bokplots, som markerer minimum, kvartil 1-3, medianen og maksimum for resultaterne fra de gang laboratoriske målinger.

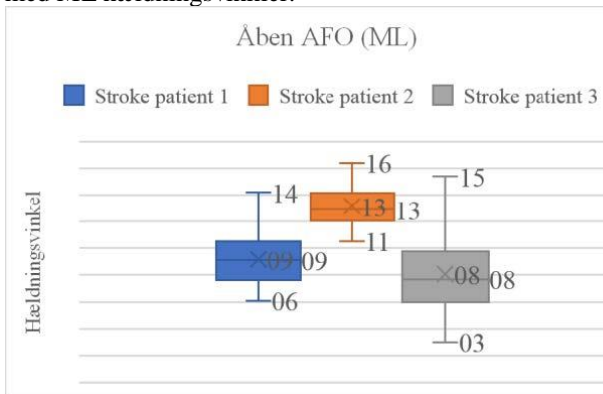
A: De 3 stroke patienter med den fleksible indstilling med ML hældningsvinkler.



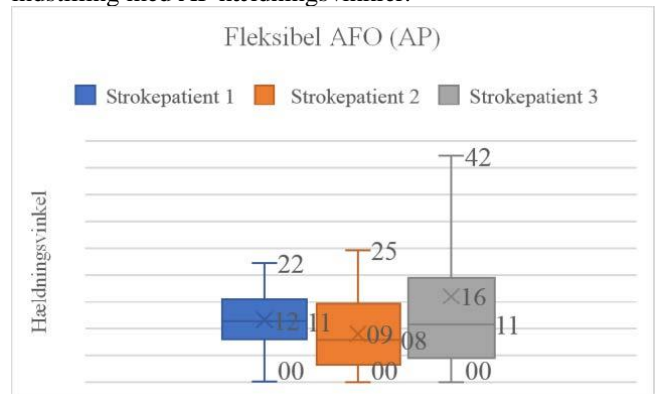
B: De 3 stroke patienter med den rigide indstilling med ML hældningsvinkler.



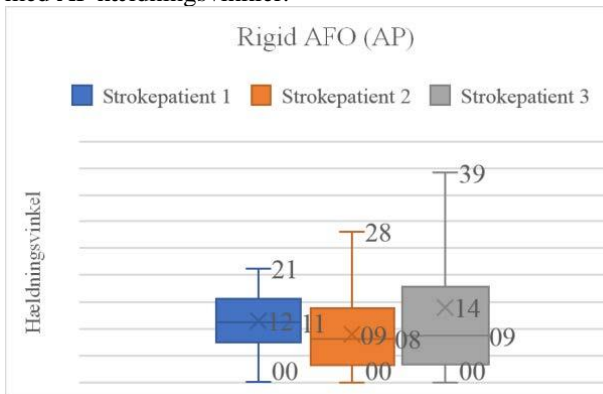
C: De 3 stroke patienter med den åbne indstilling med ML hældningsvinkler.



D: De 3 stroke patienter med den fleksible indstilling med AP hældningsvinkler.



E: De 3 stroke patienter med den rigide indstilling med AP hældningsvinkler.



F: De 3 stroke patienter med den åbne indstilling med AP hældningsvinkler.

