JÖNKÖPING UNIVERSITY
School of Health and Welfare

En ny modell för att beskriva den posturala kontrollen hos underbensamputerade

HUVUDOMRÅDE: *Ortopedteknik*
FÖRFATTARE: *Alinder, R., Edholm, S.*
HANDLEDARE: *Barnett, C., Rusaw, D.*
JÖNKÖPING 2018 05

Sammanfattning

Bakgrund: För att minska risken för fallrelaterade skador hos amputerade är en validerad modell som beskriver och undersöker balans viktigt. The inverted pendulum model (IPM) är en validerad modell som beskriver människans posturala kontroll vid stående. Validiteten är ifrågasättbar för transtibialtamputerade då de saknar aktiv plantarflektion i ankelleden. Därför hypotiserade Rusaw och Ramstrand (2016) att en ny modell krävdes.

Metod: Protesanvändare (n = 8) och en kontrollgrupp (n = 7) utförde tre tester, stående på två kraftplattor, under tre olika villkor (totalt 9 tester). Villkoren var ögon öppna, ögon stängda samt feedback på viktfördelning. Data samlades in och korrelationskoefficienterna beräknades för att undersöka skillnaderna mellan gruppernas medelvärden. För att validera modellen kinetiskt använde Alinder och Edholm mekaniska begränsningar på kontrollgruppen. Detta i form av en anordning som låste centre of pressure till en specifik punkt.

Resultat: Som hypotiserat blev korrelationen mellan vänster sida för kontrollgruppen (r = -0.557) och den intakta sidan för protesbrukarna (r = -0.423) negativ. Dessutom var korrelationen och för både protesanvändarna (r = 0.024) och kontrollgruppen (r = 0,207) nära 0 på högersida.

Slutsats: Rusaw och Ramstrands (2016) nya modell kunde valideras utifrån resultatet på denna studie.

Nyckelord*:* inverterade pendel modellen, balans, amputation

Summary

A new model used to describe human upright postural control for transtibial amputees.

Background: To address the issue of increased risk for fall-related injuries for amputees valid methods of describing and investigating balance are critical. The inverted pendulum model (IPM) is a validated method of describing human upright postural control. The validation is lacking when it comes to amputees since they lack active ankle plantarflexion. Rusaw and Ramstrand (2016) hypothesized that a new model was needed.

Method: Prosthesis users (n = 8) and matched control participants (n = 7) performed three tests, standing on two forceplates, during three conditions (total of 9 trials). Data was collected, correlation-coefficients were calculated to investigate the difference between means of the groups. To address the issue of validating the new model kinetically Alinder and Edholm utilized a system of mechanical constraints on the controls. The introduced device constrained the CoP to a specific point.

Results: As hypothesized the correlation between the left leg for the controls (r = -0.557) and the intact side for the amputees (r = -0.423) was negative. Furthermore, the correlation for both the amputees (r = 0.024) and the controls (r = 0.207) was close to 0 on the right side.

Conclusion: With these results Rusaw and Ramstrands (2016) new model was validated.

Keywords: Inverted pendulum model, Amputation, Balance

Innehållsförteckning

1. Introduktion 1
1.1 Balans 1
1.2 The inverted pendulum model 2
1.3 Kinetisk validering av IPM för underbensamputerade 2
2. Syfte 4
2.1 Hypotes 4
3. Metod 5
3.1 Deltagarna 5
3.2 Etiska överväganden 5
3.3 Utförande 5
3.3.1 Datainsamling 6
3.3.2 Studiedesign 7
3.3.3 Dataanalys 7
3.3.4 Statistisk analys 7
4. Resultat 8
4.1 Deskriptiv statistik 8
4.2 ANOVA 9
5. Diskussion 12
5.1 Motivering av threeway-ANOVA 13
5.2 Repeterbarhet 13
5.3 Validitet 14
5.4 Framtida studier 15
6. Slutsats 16
7. Referenser 17
8. Bilagor 19

1. Introduktion

Det finns sedan tidigare studier som påvisat att individer som amputerats på den nedre extremiteten riskerar fall i större utsträckning än individer med två friska ben (Yu, Lam, Nettel-Aguirre, Donald & Dukelow, 2010; Miller, Speechley & Deathe, 2001). Tidigare forskning har även konstaterat att människor med en unilateral transtibial amputation fördelar sin vikt på ett asymmetriskt sätt, vilket bidrar till en sämre balans (Ku, Abu Osman & Wan Abas, 2014). Dessa faktorer bidrar till att individer som genomgått en amputation på den nedre extremiteten känner sig osäkra eftersom de lever med en ökad risk för fall (Miller et al., 2001). Eftersom Pollock, Durward, Rowe & Paul, (2000) menar att en validerad definition på klinisk terminologi är mycket viktigt för att kunna utföra kunskapsbaserad praktik och uppnå en optimal vård för patienter vill Alinder och Edholm utforska detta område vidare för att bidra till ökad förståelse kring ämnet.

1.1 Balans

För att förstå varför amputerade riskerar fall i större utsträckning än individer med två intakta ben behöver man förstå hur balans fungerar. När ett objekt är i perfekt balans ligger center of mass (CoM) lodrät över center of pressure (CoP) (Curtze, Hof, Postema & Otten, 2012) och om ett objekt väl faller beror det på att CoM flyttats utanför objektets base of support (BoS) (Pollock et al., 2000). Tack vare människans muskler har vi möjligheten att reglera vår BoS för att återfå vår balans innan vi faller (Hamill, Knutzen & Derrick, 2015). Detta kan göras genom olika strategier. The ankle strategy, the hip strategy eller en blandning av dessa är vanliga sätt att bibehålla sin balans på utan att ta korrektiva steg (Curtze et al., 2012). Winter, Prince, Frank, Powell och Zabjek, (1996) har undersökt balans under tre olika förhållanden: fötter jämsides, en fot direkt framför den andra (tandemstående) samt en fot 45 grader framför den andra. Alla förhållanden gav olika utslag för hur kroppen balanserades. Alinder och Edholms studie kommer utföras då individerna står med fötterna jämsides. Enligt Winter et al. (1996) kommer detta betyda att i sagittalplanet kommer balansen skötas genom ankelstrategin då ankelledens plantar-/dorsalflektorer arbetar. I frontalplanet kommer dock höftstrategin motverka fall med hjälp av höftledens ab-/adduktorer.

Ashton-Miller et al. (2005) studerade huruvida ålder har en inverkan på balansen. De fann att vid 65 års ålder börjar balansen stegvis försämras och vid 80 ökar tempot på försämringen gravt. Hamill et al. (2015) skriver om hur en persons längd påverkar CoM och att ju längre en person är desto sämre bli stabiliteten, eftersom CoM hamnar längre upp från marken. Utöver ålder och längd har även en persons vikt en påverkan på balansen. Teasdale et al. (2013) menar att ju mer en individ väger desto snabbare kommer CoP förflyttas i förhållande till CoM. Detta leder till en försämrad stabilitet i kroppen och är en stor riskfaktor för fall.

1.2 The inverted pendulum model

Enligt Pollock et al. (2000) finns det ingen universell definition för hur mänsklig balans fungerar. Det finns dock en validerad modell för människans posturala kontroll som är allmänt accepterad. Detta är the inverted pendulum model (IPM). IPM utgår från att människokroppen fungerar som ett rigitt segment som roterar vid ankelleden (Gage, Winter, Frank & Adkin, 2004; Schweigart & Mergner, 2008; Horak & Nashner, 1986). Fall motverkas i sagittalplanet med ankelstrategin (Rusaw & Ramstrand, 2016; Winter et al, 1996) och vid extrema tillfällen även höftstrategin, som även sköter balansen i frontalplanet (Kuo & Zajac, 1993). Höftens rörelser skapar motverkande horisontalkrafter mot stödytan men egentligen inget moment kring vristen (Horak & Nashner, 1986). Vinkelaccelerationerna i höft- och ankelled är direkt kompensatoriska i motsatt riktning mot varandra (Aramaki et al., 2001). IPM fungerar på samma sätt. Skillnaden mellan CoP och CoM är proportionellt mot Center of Mass accelerationen (CoMacc) fast i motsatt riktning (Gage et al., 2004).

1.3 Kinetisk validering av IPM för underbensamputerade

För att kunna validera kinetiken i IPM bör antagandet att rörelsen hos CoP och CoM är beroende av varandra göras (Gage et al., 2004; Winter et al., 1996). Vid rörelse förflyttas CoM både anterior-posterior (AP) samt i medial-lateral (ML) riktning och för att man inte ska ramla behöver man motverka dessa krafter. Dessa motverkande krafter kommer som tidigare sagt bland annat från ankelleden och kan enligt Rusaw och Ramstrand (2016) beskrivas genom att undersöka förhållandet mellan CoP-CoM och CoMacc. Enligt IPM bör korrelationskoefficienten vara r = -1. Rusaw och Ramstrand (2016) upptäckte att detta inte var fallet för protessidan hos underbensamputerade (r = 0.08 (95% CI, 0.02 to 0.14)) då de saknar en anatomisk fot på denna. Detta leder till en avsaknad av aktiv ankelkontroll på den sidan och

enligt Curtze et al. (2012) även en ökad rörelse av CoP i AP-riktning på det intakta benet. Rusaw och Ramstrand (2016) hypotiserade därför att en annan modell kanske borde användas för detta. Denna modell skulle antagligen behöva bestå av “ … a passive structure on the prosthetic side, which supports while the intact side provides active control” (Rusaw & Ramstrand, 2016). Alltså en anordning som tar hänsyn till att korrelation mellan CoP och CoM samt aktiv kontroll av ankeln saknas.

2. Syfte

Syftet med denna rapport är att validera kinetiken för en ny modell som ska beskriva underbensamputerades posturala kontroll genom att jämföra dessa med en kontrollgrupp. Kontrollgruppens plantar/dorsalflexion har begränsats och CoP låsts till en specifik punkt på ena benet (höger). Detta kan förhoppningsvis bidra med förståelse kring hur kinetiken i en protesfot hos underbensamputerade agerar.

2.1 Hypotes

Det hypotiseras att den negativa korrelationen för skillnaden mellan CoP-CoM och CoMacc för vänstra ben (left/intakt) och totalen kommer likna varandra och vara nära -1. Vidare hypotiseras det att gruppernas höger ben (right/prosthetic) kommer att vara nära 0, då CoP begränsas till en fast punkt

3. Metod

3.1 Deltagarna

Till studien rekryterades 8 transtibialt amputerade (TA, n = 8) och en kontrollgrupp på 7 individer (KG, n = 7). TA rekryterades på kriterierna att de var unilateralt amputerade; att de använt protes under minst ett års tid; samt att de hade en väl passande hylsa som inte gett skavsår eller andra skador. Kontrollgruppen rekryterades utifrån TAs kön, ålder, längd och vikt (se figur 1) på grund av att dessa faktorer har en påverkan på balansen. TA utförde testerna i de skor de använde för tillfället medan KG utförde dem barfota. Kläder som användes under testerna varierade mellan endast underkläder och tight åtsittande shorts samt t-shirt. Detta minimerade risken för att markörer skulle flyttas eller döljas under testerna.

TA	Kön	Längd	Vikt	Ålder	KG	Kön	Längd	Vikt	Ålder
1	M	182	82	68	1	M	183,5	80	53
2	M	174	72	72	2	M	177,5	83	39
3	M	171	113	73	3	M	180	91,5	73
4	M	182	54	63	4	M	190	74	23
5	M	182	81,5	37	5	M	174	81	71
6	M	183	75	51	6	M	176	66	63
7	M	191	82	22	7	M	178,5	92	45
8	M	180	90	46					
Medelvärde(SD)		180,63(5,7)	81,19(15,6)	54(17,1)			179,93(5,0)	81,07(8,5)	52,43(16,8)

Figur 1. Information om deltagarna.

3.2 Etiska överväganden

Etiskt godkännande för denna studie har sökts och blivit godkänt av Etikprövningsnämnden i Linköping (ärendenummer 2013/135-31). Deltagande i undersökningen var helt frivillig och både män och kvinnor var välkomna att delta. Alla hade informerats om att deltagandet skulle vara helt anonymt och de hade all rätt att avbryta sitt deltagande i studien när som helst. Information om att det fanns en risk för fall under testerna lämnades ut muntligt, och för att minimera denna risk var användning av en säkerhetssele under testerna obligatorisk. Alla deltagare som deltog i studien har godkänt sitt deltagande muntligt och skriftligt.

3.3 Utförande

Studien utfördes på Hälsohögskolan i Jönköping där ett 11-camera Oqus Motion Analysis System (Qualysis AB; Göteborg, Sverige), samt två BP400600 kraftplattor

(AMTI, Inc.; Watertown, NY, USA) finns uppriggade. Denna utrustning samlar in data i 100hz. Deltagarna fick skriva under att de lämnat sitt samtycke till att delta i studien. Efter detta mättes och vägdes deltagarna medan de samtidigt fick svara på frågor angående proteskomponenter, år då amputation utfördes, dominant ben, fantomsmärtor och rökning. Stumpen mättes. Mått togs både på längden och på cirkulärmåttet. Cirkulärmått togs på mitten av patella samt fyra cm proximalt om apex. För att säkerställa att varje test utfördes under samma förhållanden behövde deltagarnas självvalda BoS antecknas. Denna togs fram genom att deltagarna fick promenera lite och sedan ombads att stå stilla i en bekväm position. Avståndet mellan insida häl på fötterna dokumenterades och markerades sedan ut på kraftplattorna. Markeringarna sattes ut på ett sätt som lämnade lika mycket utrymme från medialsidan på fötterna till kraftplattornas inre kanter.

För att kunna identifiera anatomiska leder på övre- samt nedre extremitet i Qualysis-systemet placerades 69 reflektiva markörer ut på deltagarna (se bilaga 1). All placering av markörer utfördes av samma person för att få så lite differens mellan testerna som möjligt. Därefter utfördes en statisk kalibrering av kamerasystemet. Deltagaren ombads stå stilla i tio sekunder med armarna en bit från kroppen för att ge kamerorna en så bra överblick över alla markörer som möjligt. När KG testades användes en specialanpassad anordning ovanpå kraftplattorna (se bilaga 2).

3.3.1 Datainsamling

Efter kalibrering utfördes nio 60 sekunder långa tester, jämnt fördelat över tre olika förhållanden (öppna ögon (EO), stängda ögon (EC) och visualiserad feedback (FB)). Deltagarna fick medan kraftplattorna nollställdes ta några steg på plats och erbjöds att få vila upp till 5 minuter (se Figur 2). Ordningen mellan EO och EC var randomiserad men FB gjordes alltid sist. Testerna utfördes genom att deltagaren stod avslappnat med armarna intill kroppen och fick instruktioner om att titta rakt fram följande 60 sekunder. Vid EO samt EC ombads de rikta huvudet mot en blank projektorskärm placerad 3 meter framför kraftplattorna. Under FB användes en specialanpassad Labview virtual instrument (version 12.0, National Instruments Corporation, Inc.; Austin, TX, USA) som visade fördelningen mellan den totala, ofiltrerade vertikalkraften från båda kraftplattorna i z-led på tidigare nämnda projektorskärm. Deltagaren ombads under detta förhållande att fördela sin vikt så nära 50:50 som möjligt. När KG testades användes specialanpassade

aluminiumplattor som placerades ovanpå kraftplattorna och testerna utfördes sedan på precis samma sätt som tidigare nämnt.

Figur 2. Testschema. 5 minuter vila erbjöds mellan varje test.

3.3.2 Studiedesign

Denna studie klassas som en tvärsnittsstudie med upprepade mätningar.

3.3.3 Dataanalys

Datan samlades in i Qualisys Track Manager (Qualysis AB; Göteborg, Sverige) och exporterades sedan till Visual 3D (C-motion, Inc.; Germantown, MD, USA) för att efterbearbetas. Det bearbetade resultatet importerades till Excel där Pearson product-moment correlation coefficient (r) beräknades mellan CoP-CoM (linjärt avstånd mellan CoP och CoM i varje plan) och CoMacc (i samma plan). Beräkningarna gjordes för alla CoP (vänster[intact]/höger[prosthetic] och total) i ML- och AP-riktning. Ett medelvärde av dessa beräknades och importerades till SPSS där vidare analys utfördes.

3.3.4 Statistisk analys

Konfidens intervall (95%) beräknades i SPSS utifrån gruppernas individuella medelvärden. Korrelationen mellan TA och KG beräknades på variablerna kraftplattor och villkor. En three-way mixed ANOVA (BWW) användes för att jämföra medelvärdena mellan grupperna samt de tre villkoren och kraftplattorna.

4. Resultat

Utförande av Shapiro-Wilks test visade att 1 av 18 variabler var icke-parametrisk ($p < 0.05$) för KG. För TA var 9 av 18 icke-parametriska. 8 outliers som identifierades i CoP-CoM vs. CoMacc analysen, med hjälp av Boxplots, ersattes med respektive grupps medelvärden. Detta ledde till att endast 4 av 18 variabler var icke-parametriska för TA. KG förblev oförändrad. ANOVA användes ändå eftersom det är ett robust test och kan ge goda resultat även om datan är icke-parametrisk (Blanca, Alarcón, Arnau, Bono & Bendayan, 2017).

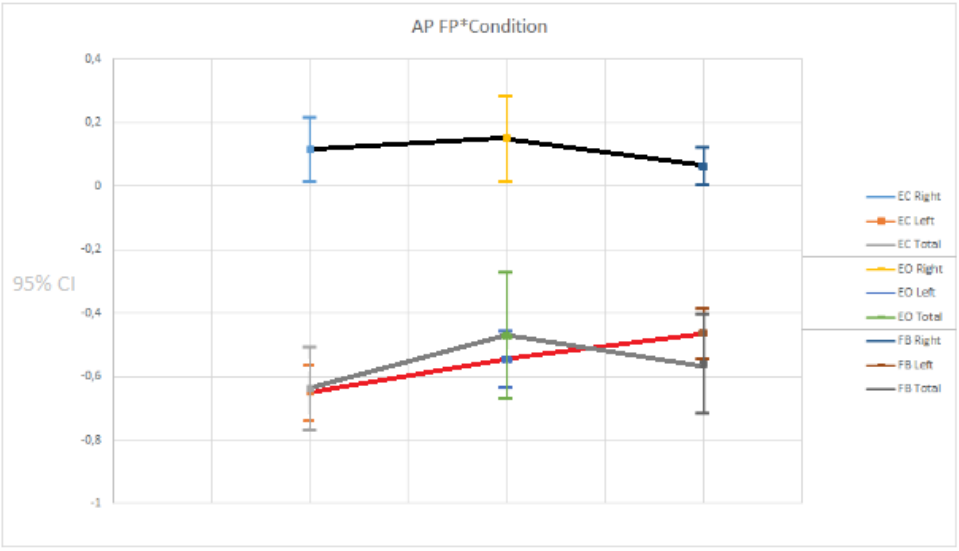
4.1 Deskriptiv statistik

		ML			AP		
			95% CI			95% CI	
Group	CoP	Mean	Lower	Upper	Mean	Lower	Upper
TA	Prosthetic	0,154	0,093	0,216	-0,012	-0,147	0,123
		0,107	0,079	0,135	0,0843	-0,184	0,353
		0,135	0,109	0,160	0,001	-0,079	0,081
	Intact	0,052	0,022	0,082	-0,612	-0,755	-0,469
		0,066	-0,011	0,142	-0,532	-0,637	-0,426
		0,126	0,085	0,166	-0,503	-0,632	-0,374
	Total	-0,644	-0,885	-0,403	-0,506	-0,708	-0,304
		-0,520	-0,737	-0,302	-0,294	-0,600	0,012
		-0,563	-0,815	-0,311	-0,451	-0,734	-0,169
KG	Right	0,133	0,088	0,178	0,262	0,219	0,305
		0,098	0,067	0,128	0,226	0,165	0,288
		0,205	0,163	0,246	0,134	0,083	0,186
	Left	0,071	0,021	0,121	-0,691	-0,818	-0,570
		0,060	0,041	0,079	-0,560	-0,748	-0,371
		0,091	0,066	0,116	-0,421	-0,540	-0,302
	Total	-0,414	-0,606	-0,223	-0,791	-0,891	-0,691
		-0,279	-0,466	-0,092	-0,669	-0,885	-0,453
		-0,422	-0,539	-0,304	-0,684	-0,815	-0,553

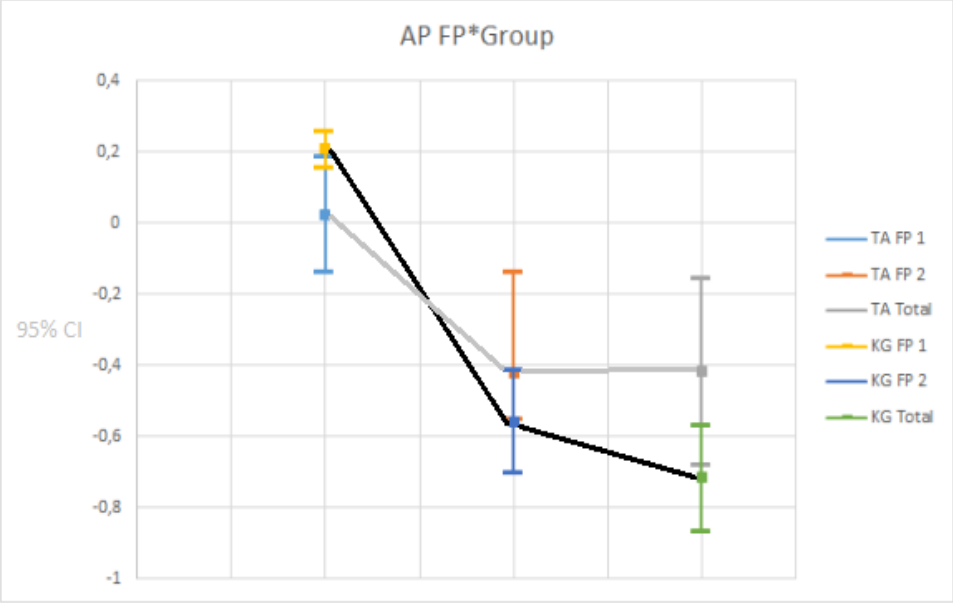
Tabell 1: Deskriptiv statistik. Mörkgrå = EC, Grå = EO, Vit = FB. **OBS.** Prosthetic = right, intact = left för TA.

4.2 ANOVA

En three-way mixed ANOVA användes för att se om det fanns en skillnad mellan medelvärdet av r för varje fristående variabel (Group, FP och Conditions). Ur Levene's Test of Equality of error Variances kunde det utläsas att i y-led (AP) blev villkoren för homogenitet ej uppfyllda ($p < 0.05$), Mauchly's sphericity test visade att villkoren för sphericity ej uppfylldes, $\chi^2(2)=19.963$, $p=0.019$. På grund av detta användes Greenhouse-Geisser korrektionen vid vidare analys. ***Three-way ANOVA:*** Resultatet visade att ingen signifikant trevägsinteraktion fanns mellan FP, Conditions och Group, $F(2.123,27.604) =1.572$, $p =0.225$, partial $\eta^2= 0.108$, $\varepsilon = 0.531$. ***Two-way ANOVA:*** Det fanns ingen signifikant tvåvägsinteraktion mellan Condition*Group, $F(1.632, 21.222) = 1.262$, $p = 0.297$, partial $\eta^2= 0.088$, $\varepsilon = 0.531$. Å andra sidan fanns det signifikanta tvåvägsinteraktioner mellan FP*Condition, $F(2.123, 23.666) =4.746$, $p = 0.015$, partial $\eta^2= 0.267$, $\varepsilon = 0.531$ (se tabell 2) och FP*Group, $F(1.820,23.666) = 10.444$, $p = 0.001$, partial $\eta^2= 0.445$, $\varepsilon = 0.531$ (se tabell 3).

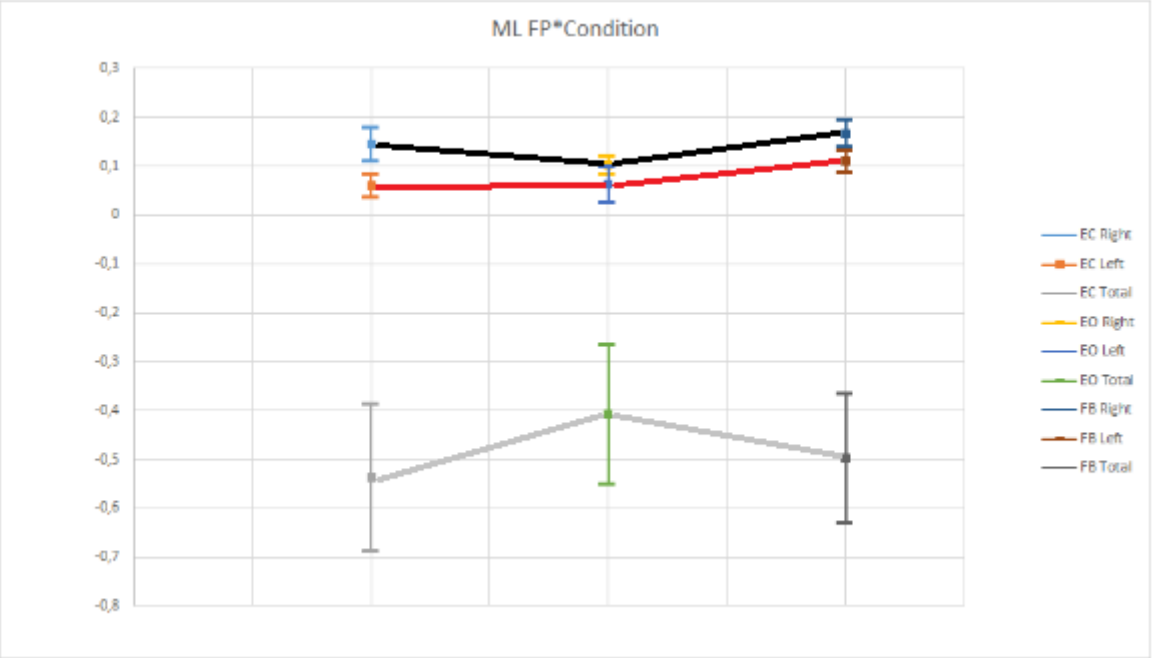


Tabell 2: Det finns en signifikant interaktionseffekt mellan FP*Condition i AP-riktning. Right var långt från -1 för alla förhållanden som förväntat. **OBS**: right = prosthetic, left = intact för TA i alla tabeller.



Tabell 3: Det finns en signifikant interaktionseffekt mellan FP*Group i AP-riktning. Right ligger nära 0 som förväntat. Detta betyder att de mekaniska begränsningarna som införts på KG och protesfoten har liknande egenskaper som hypotiserat. **OBS**: FP1 = right, FP2 = Left.

Ur Levene's Test of Equality of error Variances kunde det utläsas att i x-led (ML) fylldes villkoren för homogenitet ($p > 0,05$), Mauchly's sphericity test visade att villkoren för sphericity ej uppfylldes, $\chi^2(2)=28.930$, $p=0.001$. På grund av detta användes Greenhouse-Geisser korrektionen vid vidare analys. ***Three-way ANOVA:*** Resultatet visade att det inte fanns någon signifikant trevägsinteraktion mellan kraftplatta, villkor och grupp, $F(2.288, 29.747) =1.670$, $p = 0.203$, partial $\eta^2= 0.114$, $\varepsilon = 0.572$. ***Two-way ANOVA:*** Det fanns ingen signifikant tvåvägsinteraktion mellan Condition*Group, $F(1.919, 24.944) = 0.249$, $p = 0.772$, partial $\eta^2= 0.019$, $\varepsilon = 0.572$ eller FP*Group, $F(1.052, 13.678) = 2.679$, $p =0.124$, partial $\eta^2= 0.171$, $\varepsilon = 0.572$. Mellan Condition*FP, $F(2.288, 13.678) =5.881$, $p = 0.005$, partial $\eta^2= 0.311$, $\varepsilon = 0.572$ fanns det dock en signifikant tvåvägsinteraktion (se tabell 4). Deskriptiv statistik samt 95% konfidensintervall återfinns i Tabell 1 (sida 8).



Tabell 4: Det finns en signifikant interaktionseffekt mellan FP*Condition i ML-riktning. Interaktionseffekten är svag för right och left då den ligger nära noll. Totalen ligger nära -1. Dessa korrelationer betyder egentligen ingenting för den nya modellen då CoP förflyttas med hjälp av höftstrategin.

5. Diskussion

Syftet med denna rapport var att validera kinetiken för ny modell som beskriver underbensamputerades posturala kontroll. Detta skulle göras genom att jämföra dessa med en kontrollgrupp där CoP begränsats på ena benet (right/prosthetic). Rusaw och Ramstrand (2016) menade att en modell, som tar hänsyn till avsaknaden av CoP och CoM korrelation på protessidan, är nödvändig för att kunna förstå hur underbensamputerade balanserar. För att undersöka detta introducerade Alinder och Edholm en mekanisk anordning som begränsade den aktiva ankelflektionen hos KG och på så sätt låste CoP till en bestämd punk. Detta i förhoppning om att kunna vidareutveckla samt validera det resultat som tagits fram av Rusaw och Ramstrand (2016).

Testerna visade att korrelationen mellan CoP-CoM och CoMacc i frontalplanet (ML) var svag (se tabell 4) för både right/prosthetic och left/intact. Detta kunde förväntas eftersom att rörelsen av CoP-CoM kommer från höftstrategin och inte ankelleden (Horak & Nashner, 1986). Detta stämde överens med Alinder och Edholms hypotes. Denna tvåvägsinteraktion (FP*Condition) betyder att korrelationen inte gjordes gruppvis utan på en sammanslagning av grupperna (TA och KG). Eftersom Alinder och Edholms forskningsfråga utgick från att det fanns två grupper som skulle jämföras blev denna interaktion irrelevant.

Resultatet visade som hypotiserat att det för TAs intakta ben (intact) (r = -0,423 (95% CI, -0,549 till -0,137)) och KGs vänstra ben (left) (r = -0,557 (95% CI, -0,702 till -0,414)) fanns en negativ korrelation i sagittalplanet (AP). Detta följer de mönster som tidigare dokumenterats om IPM för underbensamputerade (Rusaw & Ramstrand, 2016) vilket stärker validiteten för den nya modellen. En låg korrelation mellan CoP-CoM och CoMacc på protessidan (prosthetic) för TA (r = 0.024 (95% CI, -0,137 till 0,186) hittades i frontalplanet (AP) och det samma gällde det högra benet (right) för KG (r = 0,207 (95% CI, 0,156 till 0,260)). Detta skiljer sig från det resultat som Rusaw och Ramstrand (2016) kom fram till i sin studie. Där visades det att det fanns en inkongruens mellan CoP-CoM och CoMacc då man tittade på endast protes/höger ben. Alinder och Edholms resultat visar emellertid, som förväntat, att det finns en kongruens mellan KG och TA då mekaniska begränsningar introducerats på KG. Detta stärker beläggen för Rusaw och Ramstrands (2016) tankar om att begränsad

aktiv ankelfunktion leder till en ökad instabilitet av CoM och muskelaktivitet på den intakta sidan vid stillastående:

> This may explain the increased variability of the motion of the CoP under the intact foot evident in previous research ... as prosthesis users are not only compensating for a lack of control from their prosthetic side, but also accommodating for an increased destabilizing mechanism coming from the prosthetic side (Rusaw & Ramstrands, 2016).

Eftersom det fanns en stark interaktionseffekt mellan TA och KG, då KGs CoP är låst vid en fast punkt, kunde ett antagande om att TA har väldigt lite möjlighet till rörelse av CoP i sagittalplanet göras.

5.1 Motivering av threeway-ANOVA

Vid utförande av Shapiro-Wilks test upptäcktes det att datan inte var helt normalfördelad. Detta medförde att det three-way mixed ANOVA test som från början var tänkt att användas inte längre var passande. Ett icke-parametriskt test för trevägsinteraktion saknas dock i de flesta statistiska programmen (Oliver-Rodríguez & Wang, 2015) och SPSS var inte ett undantag. Därför beslutades det ändå, trots att datan ej var normalfördelad, att använda ett three-way mixed ANOVA test vid statistisk analys, då ANOVA anses vara robusta och i stor utsträckning ger korrekta resultat även vid icke-parametriskdata (Blanca et al., 2017). I y-led (AP) fanns ingen homogenitet mellan varianserna ($p > 0,05$) enligt Levene's Test of Equality of error Variances. För att försäkra sig om att detta inte påverkade Alinder och Edholms resultat undersöktes gruppvarianserna för att se att dessa inte var större än 3 (Laerd, 2015).

5.2 Repeterbarhet

Denna studie byggde sin metod utifrån det resultat Rusaw och Ramstrand (2016) fick. Detta gjordes för att kunna göra tydliga jämförelser mellan studierna och på så sätt öka deras gemensamma validitet. Resultatet för den CoP-CoM vs CoMacc analys Rusaw och Ramstrand (2016) gjorde, och den Alinder och Edholm tog fram, tyder på att metoden har en god repeterbarhet. Detta då båda studierna utgick från snarlika metoder och producerade liknande resultat. Delar av denna metod är sen tidigare beprövad, då till exempel Rougier och Bergeau (2009) utförde en biomekanisk analys på individer med transtibial- och transfemoral amputation i förhållande till deras

balans. För att göra detta använde de sig av två kraftplattor som deltagarnas fötter placerades på. Datan man fick ut från detta fördes sedan över till ett program där det analyserades. Eftersom detta är en metod som används vid flera tillfällen anser Alinder och Edholm att den har en god metodologisk repeterbarhet.

5.3 Validitet

Ett fundamentalt problem i IPM är att ankelleden alltid kommer att vara en viss höjd över marken. Det är inom mekanik allmän kännedom att det introduceras en eller flera skjuvkrafter då det finns en hävarm. Detta tar inte IPM hänsyn till när modellen appliceras på människokroppen, där avståndet från mark till ankelled bildar en hävarm. Denna höjdskillnad förvärrades när TA utförde sina tester eftersom de tilläts använda sina skor. För att minimera denna felkälla bör ankelleden hållas så nära marken som möjligt. Därför utförde KG testerna barfota. Vid dynamisk inställning av en protes tas det dock hänsyn till en viss klackhöjd och på grund av detta förväntas protesbrukare till större delen av tiden ha skor på sig. Alinder och Edholm ansåg därför att det skulle påverka deras balans negativt och att detta skulle påverka den nya modellens validitet om TA tilläts utföra testerna barfota.

En åtgärd som kunde minskat denna felkälla skulle varit att ta hänsyn till den individuella höjdskillnaden från mark till ankelledscentrum i det script som användes vid efterbearbetningen av datan. Höjdskillnaden plattorna utgjorde för KG fördes in i scriptet, men inte de individuella höjdskillnaderna för deltagarnas ankelleder. Denna skillnad har dock försummats i tidigare studier så Alinder och Edholm drog slutsatsen att det inte hade en stor inverkan på resultatet. Något annat som också utmanade modellen var deltagarnas armar. IPM utgår, som tidigare förklarat, från att kroppen fungerar som ett rigitt segment. På grund av människans armar är detta inte möjligt eftersom de inte är låsta intill kroppen. Alinder och Edholm försökte minimera denna faktors påverkan på validiteten genom att be deltagarna hålla armarna avslappnat längs kroppens sidor.

För att ytterligare stärka studiens validitet bör framtida forskningsprojekt ta hänsyn till kön på deltagarna. Alinder och Edholm hade inga restriktioner när det kom till kön men lyckades inte få tag i några kvinnliga deltagare. Det samma gäller Rusaw och Ramstrands (2016) studie. Detta leder till att validiteten på resultatet blir svårare att

applicera på hela den underbensamputerade populationen. I framtiden bör man därför undersöka en större del av populationen för att stärka validiteten vidare.

5.4 Framtida studier

När utrustningen strulade behövde deltagarna utföra testerna fler gånger än de nio som krävdes. Detta ledde vissa gånger till att deltagarna blev märkbart trötta vilket kan ha påverkat resultatet. I framtida studier bör man vara mycket noggrann med att se till att deltagarna vilar sig ordentligt mellan alla villkor. Deltagarna erbjöds så mycket vila de ansåg nödvändigt, men ingen valde att ta en paus. Att ha en viss obligatorisk viloperiod mellan villkoren bör därför övervägas inför framtida studier.

Efter att ha genomfört studien vill Alinder och Edholm föreslå att framtida forskning väljer att fokusera sitt arbete mer på skillnaden mellan olika protesfötter. Detta eftersom att en ökad förmåga till att förflytta sin CoP inte bara leder till en ökad säkerhet, i form av bättre möjlighet till korrektiva rörelser, utan även avlastning av det intakta benet, vars muskulatur arbetar mer enligt tidigare forskning (Rusaw & Ramstrand, 2016) och Alinder och Edholms resultat. Denna typ av arbete är mycket viktigt för att driva den ortopedtekniskabranschen framåt.

6. Slutsats

Den nya modellen är kinetiskt validerat för left/intact samt totalen i sagittalplanet då korrelationen mellan dessa är nära -1. Right/prosthetic har en korrelation mycket nära 0. Från detta resultat kunde det fastställas att TAs förmåga att reglera sin CoP på protessidan är gravt nedsatt och kan jämföras med en anordning med låst CoP. Därför kan Rusaw och Ramstrands (2016) misstankar om underbensamputerade valideras utifrån denna nya modell.

7. Referenser

Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., & Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Experimental Brain Research, 136*(4), 463-473. doi:10.1007/s002210000603

Ashton-Miller, A. J. (2005). Age-associated changes in the biomechanics of gait and gait-related falls in older adults. *Gait Disorders: evaluation and management* (1 ed.). Boca Ranton: Taylor & Francis Group.

Blanca, M. J., Alarcón, R., Arnau, J., Bono, R., & Bendayan, R. (2017). Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? *Psicothema, 29*(4), 552-557. doi:10.7334/psicothema2016.383

Curtze, C., Hof, A. L., Postema, K., & Otten, B. (2012). The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees. *Gait & Posture, 36*(2), 276-281. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.010

Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A.L., (2004) Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & posture 19*(2), 124-132. doi:10.1016/S0966-6362(03)00037-7

Hamill, J., Knutzen, K., & Derrick, T. R. (2015). Biomechanical basis of human movement (4. ed.. ed.): Philadelphia, Pa. : Wolters Kluwer Health

Horak, F. B., Nashner, L. M., (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology 55*(6), 1369-1381. doi:10.1152/jn.1986.55.6.1369

Ku, P.X., Abu Osman, N.A., & Wan Abas, W. A. B., (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & Posture, 39*(2), 672–682. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.07.006

Kuo, A.D., Zajac, F.E., (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog. Brain Res. 97, 349–358. doi:10.1016/S0079-6123(08)62294-3*

Laerd Statistics (2015). *Three-way mixed ANOVA (with one between-subjects and two within-subjects factors) using SPSS Statistics*. Hämtad 22 maj, 2018, från Laerd Statistics, https://statistics.laerd.com/premium/spss/mabww/mabww-in-spss.php

Miller, W.C., Speechley, M., & Deathe, B. (2001). The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(8), 1031-1037. doi:10.1053/apmr.2001.24295

Oliver-Rodriguez, J. C., & Wang, X. T. (2015). Non-parametric three-way mixed ANOVA with aligned rank tests. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology, 68*(1), 23-42. doi:10.1111/bmsp.12031

Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation, 14*(4), 402-406. doi:10.1191/0269215500cr342oa

Rougier R. P., & Bergeau, R. J. (2009). Biomechanical Analysis of Postural Control of Persons with Transtibial or Transfemoral Amputation. *American Journal of Physical Medicine & rehabilitation, 88*(11), 896-903. doi:10.1097/PHM.0b013e3181b331af

Rusaw, D. F., & Ramstrand, S. (2016). Validation of the Inverted Pendulum Model in standing for transtibial prosthesis users. *Clinical Biomechanics, 31,* 100-106. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.09.014

Schweigart, G., & Mergner, T. (2008). Human stance control beyond steady state response and inverted pendulum simplification. *Experimental Brain Res. 185*(4), 635-653. doi:10.1007/s00221-007-1189-4

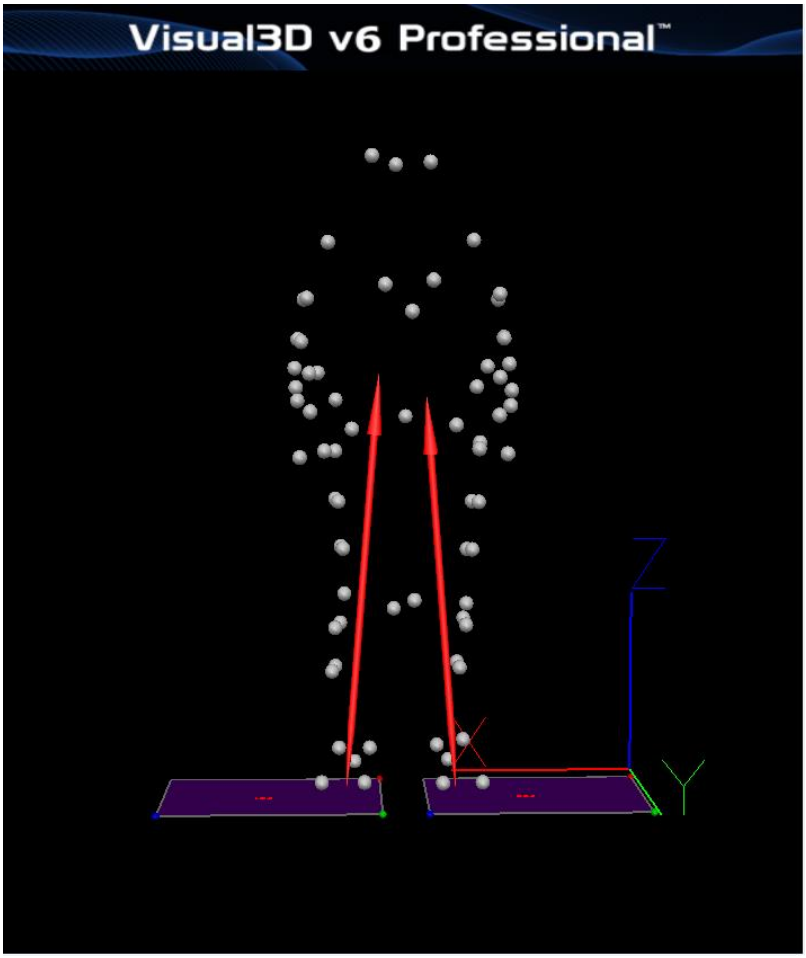
Teasdale, N., Simoneau, M., Corbeil, G. Handrigan, A. Tremblay & O. Hue (2013) Obesity Alters Balance and Movement Control. *Current Obesity Reports, 2*(3), 235-240. doi:10.1007/s13679-013-0057-8

Winter, DA., Prince, F., Frank, JS., Powell, C., Zabjek, KF. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology, 75*(6), 2334-2343. doi:10.1152/jn.1996.75.6.2334

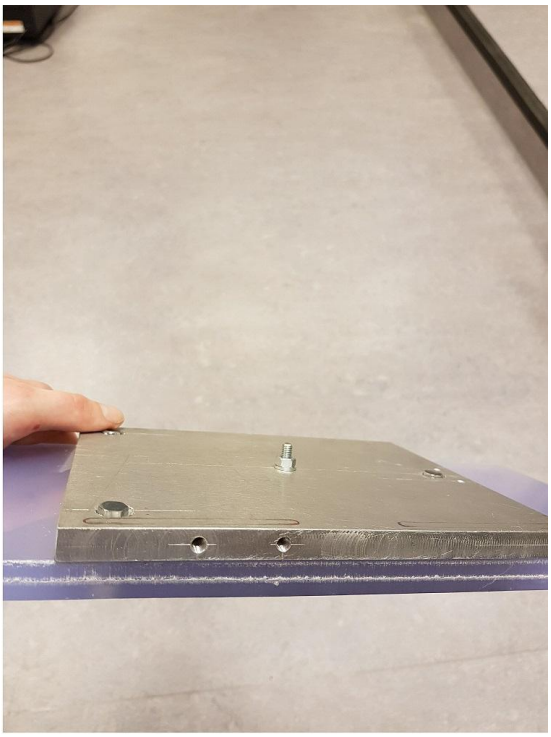
Yu, J.C., Lam, K., Nettel-Aguirre, A., Donald, M., & Dukelow, S. (2010). Incidence and Risk Factors of Falling in the Postoperative Lower Limb Amputee While on the Surgical Ward. *PM&R 2*(10), 926–934. doi:10.1016/j.pmrj.2010.06.005

8. Bilagor

Bilaga 1:



Bilaga 2:



En specialanpassad aluminium anordning användes för att begränsa CoP hos KG. Detta fungerade genom att en metallpigg fördes in i en skåra på en undre platta (se illustration 1) och tvingade KG att balansera på endast denna punkt.

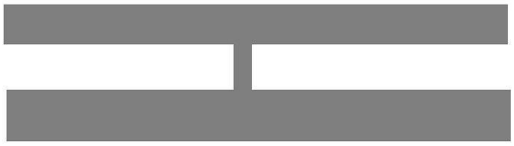


Illustration 1. den övre plattan balanseras endast på en pigg som ligger i en skåra på den undre.