



JÖNKÖPING UNIVERSITY

*School of Health and Welfare*

# Skillnaden i det dorsala böjmomentet vid MTP, utan rullsula och med två olika styvheter på rullsulan

**HUVUDOMRÅDE:** *Ortopedteknik*

**FÖRFATTARE:** *Fanny Kassberg & Johan Antonsson*

**HANDLEDARE:** *Sara Kallin*

**JÖNKÖPING** 2019 Maj. 23

## **Abstrakt**

**Bakgrund:** Rullsulor används för att kompensera för ledstelhet, förbättra avveckling av steget, minska höga tryck plantart och minska böjningen vid tålederna. Det finns dock få studier som undersöker om rullsulor verkligen minskar ledrörlighet i framfoten. Det saknas även information för betydelsen av rullsulans styvhet för böjmomentet av framfoten, vid avvecklingen av steget.

**Metod:** Fem friska kvinnor (n=5) gick med tre olika par skor, två par var modifierade med en likadan rullsula med olika styvheter och ett par utan rullsula. Fem upprepade mätningar för de tre olika skorna samlades in för alla deltagare. Det dorsala böjmomentet analyserades med sensorsulan (VebitoSCIENCE) som ersatte skons innersula.

**Resultat:** Det dorsala böjmomentet minskade för samtliga deltagare med en rullsula. Signifikant minskning av det dorsala böjmomentet vid MTP 1, för alla deltagare, när den styva rullsulor jämfördes med utan rullsula (94,4 – 20,1 Nmm) och mellan styv och flexibel rullsula för deltagare 1, 2, 4 & 5 (68 – 22,2 Nmm).

**Konklusion:** Det dorsala böjmomentet minskade signifikant för MTP1 och MTP5 när en rullsula användes av friska kvinnor. Studien har också visat att en styv rullsula har en betydelse för att uppnå ett minskat dorsalt böjmoment vid MTP.

**Nyckelord :** Rullsula, Styv, Flexibel, Böjmoment

## **Abstract**

**Background:** Rocker soles are used to compensate for joint stiffness, reduce high plantar pressure and reduce the bending of the toe joints. Despite this, few studies have investigated if the rocker shoe really reduce the joint movement at the forefoot. There is also a lack of information regarding the importance of the rocker shoes stiffness for the bending moment of the forefoot, at the third rocker.

**Method:** Five healthy women (n=5) walked with three different pairs of shoes, two pairs were modified with the same rocker shape with different stiffness and one pair without a rocker. Five repeated measurements for the three different shoes were collected for all the participants. The dorsal bending moment was analyzed with a sensor sole (VebitoSCIENCE) that replaced the shoes insole.

**Result:** The dorsal bending moment was reduced for all participants with a rocker shoe. Significant reduction of the dorsal bending moment at MTP1, for all participants, when the stiff rocker was compared to the shoe without rocker (94,4 – 20,1 Nmm) and between the stiff and flexible rocker for participants 1,2,4 and 5 (68 -22,2 Nmm).

**Conclusion:** The dorsal bending moment was significantly reduced for MTP 1 and MTP 5 when a rocker shoe was used by healthy women, the study has also shown that the stiffness has an importance in order to achieve a reduction of the dorsal bending moment at MTP.

**Key words:** Rocker shoe, Stiff, Flexible, Bending moment

# Innehåll

<b>1. Inledning</b>	<b>1</b>
<b>2. Bakgrund</b>	<b>2</b>
2.1 Stödfasens 3 rockers	3
2.3 Rörelseinskränkning i den tredje rockern	4
2.4 Tå-rullsulans	4
2.5 Rullsulans geometri och styvhet	5
2.6 Metoder för att undersöka rullsulans funktion	6
<b>3. Syfte</b>	<b>8</b>
3.1 Hypoteser	8
<b>4. Material och metod</b>	<b>9</b>
4.1 Studiedesign	9
4.2 Urvalskriterier	9
4.2.1 Två-stegsrekrytering	9
4.3 Utrustning	10
4.3.1 Mätinstrument för datainsamling av dorsalt böjmoment	10
4.3.2 Ortho Shoe	11
4.3.3 Skomodifiering	11
4.4 Datainsamling	11
4.4.1 Bearbetning och analysering av data	12
4.5 Etiska överväganden	13
<b>5. Resultat</b>	<b>14</b>
5.1 Demografi	14
5.2. Deskriptiv statistik	14
5.3 Statistisk analys	15
5.4 Sammanställt resultat för varje deltagare	16
<b>6. Diskussion</b>	<b>17</b>
6.1 Resultatdiskussion	17
6.2 Metoddiskussion	18
6.2.1 Deltagare och utförande	18
6.2.2 Material och utformning	18
6.2.3 Utrustning och reliabilitet	19
6.2.4 Statistisk analys	19
6.3 Begränsningar	19
6.4 Etik	20
6.5 Klinisk relevans	20
6.6 Framtida studier	20
Uppskattning	22
<b>Bilagor</b>	<b>25</b>

<i>Bilaga 1 - Information till deltagarna .....</i>	<i>25</i>
<i>Bilaga 2-informerat samtycke.....</i>	<i>26</i>
<i>Bilaga 3 - Exempel på en graf över böjmoment normaliserat till 100 % av gångcykeln.....</i>	<i>27</i>

## **Förkortningar**

COP – center of pressure

CWS – comfortable walking speed

DIP – distalinterphalangeal

fR – flexibel rullsula

GRF – Ground reaction force

IC – Initial contact

IS – Initial swing

LR – Loading response

MTP – metatarsalphalangeal

MS – Mid stance

sR- styv rullsula

TR – Terminal stance

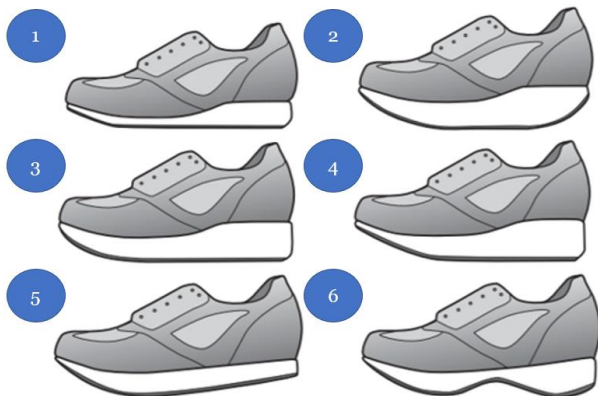
uR – utan rullsula

## 1. Inledning

För att förstå fotrelaterade patologier och besvär är det betydelsefullt att besitta kunskaper om den friska fotens anatomi samt ankeln och fotens rörelseomfång (J. D. Rose, 2011). En tydlig bild av patientens patologi eller/och problem är essentiellt för att ordinera rätt typ av hjälpmedel (Uustal, 2008). Rullsulor är en av de vanligaste ortopedtekniska skomodifikationer som ordineras (Hutchins, Bowker, Geary, & Richards, 2009). Syftet med en rullsula är att minska höga tryck plantart, kompensera för avsaknad av ledrörelse, förbättra avrullningen i steget och minska böjkrakter vid MTP (Janisse, 2008). En rullsula kan utformas på olika sätt och grundar sig utifrån patientens patologi och förutsättningar (Janisse & Janisse, 2008). Tidigare studier har konstaterat att trycket i framfoten minskar med en rullsula (Brown, Wertsch, Harris, Klein, & Janisse, 2004), men få studier har validerat att samma sak sker med avseende på det dorsala böjmomentet, en egenskap som rullsulan sägs inneha (Janisse, 2008). Till vår vetskap finns det idag ingen information om vad styvheten har för betydelse för det dorsala böjmomentet i en rullsula. Vi ämnar därför att undersöka detta vidare för att öka kunskapen för rullsulor som ett ortopedtekniskt hjälpmedel.

## 2. Bakgrund

Foten är en komplex anatomisk struktur bestående av flera ben, leder och ligament som i samverkan möjliggör olika rörelser i foten (Cael, 2010). Ett samarbete mellan dessa strukturer är en förutsättning för att uppnå ett optimalt gångmönster. Lämpliga skoval kan främja fotfunktion och ge skydd och stöd för foten (J. Rose & Gamble, 2006). Enligt Blazer, Jamrog & Schnack (2018) är det betydelsefullt att använda bra skor för att minska framtida fotproblem. Vid fot och ankelrelaterade problem kan skomodifikationer vara en värdefull konservativ behandling då kirurgi inte är aktuellt (Janisse & Janisse, 2008). En sko med rullsula underlättar en följsam rullning i steget, dämpar höga plantartryck och hindrar att skon och framfotens leder böjs (Lin, Su, Chung, Hsia, & Chang, 2017). Beroende på vilken typ av patologi som brukaren drabbats av används olika utformningar av rullsulor, det bedöms även efter individens problembild och aktivitetsnivå (Janisse & Janisse, 2008). Figur 1 visar på olika designern av rullsulor (Janisse & Janisse, 2008).



Figur 1. Sex olika varianter av rullsula. 1) Mild-rullsula. 2) Häl-till-tå rullsula. 3) Tå-rullsula. 4) Grov-vinkel-rullsula. 5) Negativ-häl-rullsula. 6) Dubbel-rullsula (Janisse & Janisse, 2008, s154 fig1).

Vid lindrigare problem används utformningen "mild rullsula", (figur 1.1) den karakteriseras av sin mjuka avrullning i framfot och häl (Janisse & Janisse, 2008). Mild rullsula är en vanlig utformning på skor från återförsäljare och kan avlasta mindre tryck vid metatarsalhuvudena. Är individen i behov av att avlasta ankeln är "häl-till-tå rullsula" (figur 1.2) en lämplig utformning, den kan även avlasta hammar- och klotår som annars orsakar smärta vid böjning av framfoten i slutet av steget (Janisse & Janisse, 2008). Tå-rullsula (figur 1.3) och "grov-vinkel-rullsula" (figur 1.4) har liknande funktion, där ändamålet är att avlasta framfoten. Skillnaden är att grov-vinkel-rullsula har en skarp vinkel med syftet att reducera höga tryck på framfoten (metatarsalerna och tårna). "Negativ-häl-rullsula" (figur 1.5) är utformad med lägre klackhöjd än resten av skon, med en rullvinkel som sträcker sig från ball-linjen till häl. Den är anpassad för individer där syftet är att bibehålla foten i dorsalflexion genom att fördela om trycket till mellanfoten och hälen. Denna design är lämplig för patienter med artrit i ankeln, hälseneruptur eller kontraktur. "Dubbel-rullsula" (figur 1.6) har en avrullning i både häl och framfot, den tillämpas då det finns problem/smärta i mellanfoten, t.ex. charcot fot. Till skillnad från övriga rullsulor reduceras trycket på mellanfoten (Janisse & Janisse, 2008). Beroende på utformning kan rullsulor förbättra förlorat rörelseomfång och kompensera för fotdeformiteter vid gång. Gemensamt för alla rullsulor är att de kan avlasta framfoten (Janisse & Janisse, 2008).

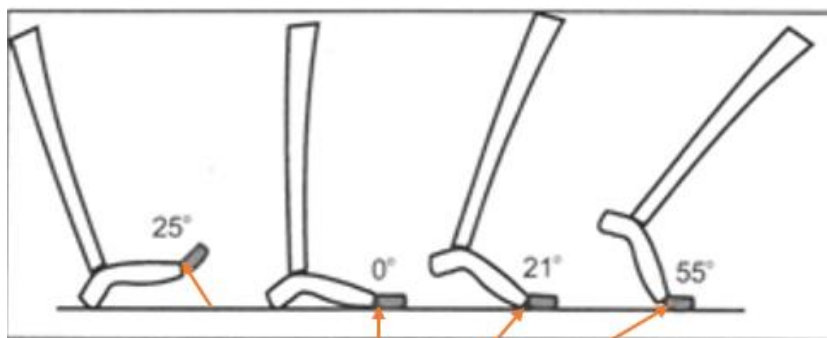


## 2.1 Stödfasens 3 rockers

Gångcykeln är en beskrivning av kroppens förflyttning och består av två faser, stödfas och svingfas (Michaud, 1993). Stödfasen skildrar fotens kontakt med marken och står för 60% av gångcykeln, under stödfasen samverkar fotens muskler, ligament och leder för att driva kroppen framåt (Mojica, 2019). Vid detaljerade beskrivningar av dessa strukturer kan stödfasen upplevas för basal. Därför kan stödfasen delas in i 3 faser, även kallade rockers: hälrocker, ankelrocker och tårrocker. För att uppnå en god gång krävs ett samspel mellan dessa tre rockers (J. Rose & Gamble, 2006).

När hälen får markkontakt börjar den första rockern och hälen fungerar i detta skedet som en stötdämpare, stötdämpningen ämnar att bromsa in rörelsen från föregående steg (Perry & Burnfield, 2010). Hälisättningen sker lateralt om subtalar-ledens centrum i frontalplan, med denna position uppstår ett pronationsmoment (Mojica & Early, 2019). För att styra inbromsningen arbetar tibialis anterior excentriskt och kontrollerar plantarflexionsmomentet som orsakats av att golvreaktionskraften (GRF) positionerats posteriort om ankelleden. I den första rockern placeras subtalar-leden i eversion, vilket tillåter pronation av foten. Pronationen möjliggör att foten kan anpassa sig till utmanande markunderlag och öka sidostabilitet (Mojica & Early, 2019).

När GRF blir vertikal mot ankelleden börjar den andra rockern, vid detta skede har hela foten kontakt med marken (Mojica & Early, 2019). I starten av andra rockern når foten sin maximala supinationsnivå för att sedan avta vid terminal stance. Under terminal stance är ankeln i en lätt dorsalflexion tack vare muskelgruppen triceps surae, vilket skapar en styv hävstång. I takt med att hälen lyfter under terminal stance sker en eversion av mellanfoten och GRF flyttas fram mot metatarsalerna (Mojica & Early, 2019). MTP-leden och metatarsalerna utgör en viktig roll för fotens stabilitet och stegavveckling (Perry & Burnfield, 2010). I tredje rockern utsätts metatarsalerna för stora belastningar och böjpåfrestningar (Fung, Loundagin, & Edwards, 2017). Detta läge kräver den största dorsalflexionen som sker mellan metatarsalernas proximala ände och distala tåfalanger (se figur 2) (Perry & Burnfield, 2010). När maximal dorsalflexion har uppnåtts avslutas den tredje rockern, gångcykeln fortsätter nu till svingfasen. Dorsalflexionen i MTP under svingfasen är nödvändig för att undvika kontakt med marken och för att positionera foten i rätt läge till den första rockern (Perry & Burnfield, 2010).



Figur 2. MTP-ledens rörelse under gångcykeln (Perry & Burnfield, 2010, s64, fig 4–12)

## **2.2 Rörelseinskränkning i den tredje rockern**

Ankel-fot-komplexet består av flera olika strukturer, begränsad eller hämmad ledrörelse skapar en negativ inverkan på individens gångmönster (Perry & Burnfield, 2010). Dorsalflexionen i MTP är en grundförutsättning för att uppnå hälllyft vid den tredje rockern. Personer med smärta på framfoten tenderar att undvika hälllyft, då trycket koncentreras på den smärtsamma framfoten (Perry & Burnfield, 2010). Vid avsaknad av hälllyft påverkas stabiliteten och stegprogressionen. Ytterligare konsekvenser vid smärta i framfoten är en förkortad stödfas då gångaren vill undvika belastning på framfoten (Perry & Burnfield, 2010).

## **2.3 Tå-rullsulan**

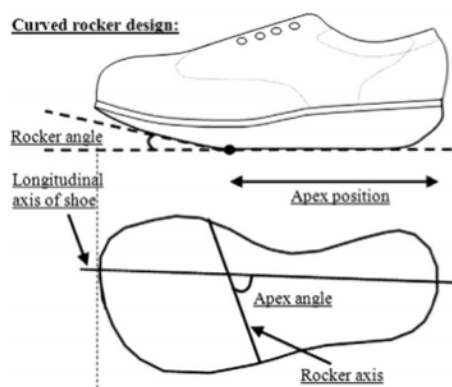
Tidigare nämnda tå-rullsulan används främst för att avlasta metatarsalhuvudena (Janisse, 2008). Tå-rullsulan karaktäriseras av den tydliga avrullningen vid framfoten, hälen har bibehållit en neutral position, detta för att främja stabilitet under stödfasen (Janisse & Janisse, 2008). Tå-rullsulans egenskaper nyttjas främst i den tredje rockern, avrullningen möjliggör att steget kan avvecklas med minskat behov av dorsalflexion, i metatarsalleden som vanligtvis behövs under stegavvecklingen (Janisse, 2008). Detta resulterar i att metatarsalhuvudena avlastas eftersom ledrörelsen minskar. Avrullningen i framfoten möjliggör även att avvecklingen av steget blir mer följsam (Janisse, 2008).

Då användningsområdet hos rullsulor är brett kan flera patientgrupper nyttja dess egenskaper (Hutchins et al., 2009). Patienter som kan ha användning av tå-rullsula är diabetiker och reumatiker (Hutchins et al., 2009). Diabetiker är känsligare för de höga tryck som foten utsätts för vid gång, detta på grund av att sensorik och blodcirkulation är försämrade i de nedre extremiteterna (Boulton, 2004). Kombinationen av felaktiga skoval med nedsatt sensorik ökar risken för fotsår (Boulton, 2004). Det är vanligt förekommande att fotsåren uppstår vid MTP 1 och MTP 5, då trycket vid metatarsalhuvudena är högt (Boulton, 2004). Ökat tryck på metatarsalhuvudena som utgör risk för sår hos diabetiker kan reduceras genom att begränsa dorsalflexionen i MTP-leden (Hutchins et al., 2009).

Stela leder och fotdeformationer är förekommande hos reumatiker, deformationer som hallux rigidus kan orsaka störningar i individens gångmönster och orsaka smärta (Göksel Karatepe, Günaydin, Adibelli, Kaya, & Duruöz, 2010), detta kan hämma en normal stegavveckling (Lindgren, 2014). Rullsulan kan minska den smärta som uppstår i framfoten hos reumatiker, detta åstadkoms genom att fördela om trycket från smärtsamma områden (Hutchins et al., 2009). För optimal avlastning är villkoret att apex på rullsulan placeras proximalt om detta område (Hutchins et al., 2009) (se figur 3).

## 2.4 Rullsulans geometri och styvhet

Det är omdiskuterat huruvida geometrin av rullsulans har någon betydelse för framfotsavlastningen, Chapman, Preece, Barunstein, Höhne, Nester, Brüeggemann, & Hutchins (2013) har undersökt frågan och fastställde att utformningen baseras på individens problematik och förutsättningar. Rullsulans design är beroende på vilket område som behöver avlastas. Chapman *et al.*, (2013) konkluderade att en optimal design av en rullsula för framfoten är  $95^\circ$  apex-vinkel, apex-positionen ska placeras  $\leq 60\%$  från hälen och en  $\geq 20^\circ$  rullvinkel, se figur 3. En apex-placering proximalt om metatarsalhuvudena minskar behovet av ledrörelse i sagittalplan, framförallt i tredje rockern då skon vanligtvis böjs (Hutchins *et al.*, 2009). Preece, Chapman, Braunstein, Brüggemann, & Nester (2017) kom fram till liknande resultat i sin studie.



Figur 3. Riktlinjer för tillverkning av en rullsula: 1) Rullvinkel (rocker angle). 2) Apex position 3) Apex vinkel (apex angle) (Chapman *et al.*, 2013, s680 fig 1).

Lin *et al.*, (2017) fann i sin studie att det inte bara är sulans form som har en inverkan på fotens påfrestningar, utan också styvheten i materialet. Det plantara trycket var högre med en sko som hade en lägre styvhet. Willwacher, König, Braunstein, Goldmann, & Brüggemann (2014) har studerat den longitudinella böjstyvheten på en träningssko, utan rullsula med två olika styvhetsgrader. Båda skorna förstärktes med en längsgående kolfibersula, en tjocklek på 1,9mm respektive 3,2 mm. De visade på att en förlängning av hävarmen sker under push off för MTP-lederna och ankeln vid högre longitudinell böjstyvhet. Således behövde deltagarna kompensera gången med att luta överkroppen framåt för att uppnå stegavveckling (Willwacher *et al.*, 2014). Utan rullvinkel skulle det vara svårt att gå med en sko med högre böjstyvhet, rullvinkeln möjliggör att stegavvecklingen kan ske då skon automatiskt tippas över när COP förflyttas sig framför rullsulans apex-position (van Schie, Ulbrecht, Becker, & Cavanagh, 2000). Rullsulor är främst stela för att förhindra att dorsalflexion av metatarsalerna uppstår (van Schie *et al.*, 2000). Trots detta har få studier undersökt om flexibla rullsulor minskar det plantara trycket lika effektivt som rullsulor med högre styvhet (Reints, Hijmans, Burgerhof, Postema, & Verkerke, 2017).

## 2.5 Metoder för att undersöka rullsulans funktion

För att få kunskap om hur en sko påverkar fotens kinematik behövs information om fotens rörelser inuti skon (Arnold & Bishop, 2013). Det ger en djupare förståelse för vilka påfrestningar foten utsätts för som leder till fotrelaterade problem (Arnold & Bishop, 2013). Rullsulans effekt med avseende på tryckavlastning och smärtreducering av stela leder har studerats med de tryckmätande sensorerna Pedar-X insole (Reints et al., 2017) och F-scan (Spooner, Smith, & Kirby, 2010). Att mäta trycket är den metod som används mest i den kliniska verksamheten, för att beräkna de krafter som foten utsätts för med och utan hjälpmedel. Mätningar av tryck ger en grundläggande bild av de krafter som foten utsätts för inuti skon (Spooner et al., 2010). Reints *et al.*, (2017) visade i sin studie att maximala medeltrycket för den mediala framfoten ökade med en rigid (6,1 kPa) och en flexibel (2,6 kPa) rullsula jämfört med deras kontrollsko (utan rullsula). Det maximala medeltrycket för den laterala framfoten minskade, för den rigida med 14,2 kPa och för den flexibla med 7,2 kPa i jämförelse med kontrollskon.

Friska personer som går med rullsula har rörelseförändringar i sitt gångmönster (Van Bogart et al., 2005; Wang & Hansen, 2010), där den största förändringen uppstår i ankelleden (Wang & Hansen, 2010) och knäleden (Van Bogart et al., 2005). Följaktligen de som går med rullsula tillämpar en ankelstrategi för att kunna kontrollera steget och stegavrullningen med olika radier på rullsulans (Wang & Hansen, 2010). Forskare som har studerat ankel, knä, höft och bäckenrörelser med rullsula har funnit skillnader, dock har dessa inte varit framträdande (Van Bogart et al., 2005; Wang & Hansen, 2010). Van Bogart *et al.*, (2005) påvisade att med en tå-rullsula uppkom ökad knäflexion i initial contact (IC), loading response (LR) och initial swing (IS), medan ökad höft och bäckenrörelser observerades i mid stance och terminal stance. I ankeln sågs en ökad dorsalflexion i IC, LR och i terminal stance (TR).

### 2.5.1 Böjmoment

När ett system påverkas av en yttre kraft vid en specifik punkt sker en rotation runt denna vridningsaxeln, detta kallas för moment (Dahlberg, 2001). När en balk som belastas transversalt ger vika uppstår ett böjmoment (Lunsford & Contoyannis, 2019). Fibrerna närmast belastningen utsätts i detta läge för spänning medans fibrerna på undersidan exponeras för kompression (Lunsford & Contoyannis, 2019). Ett material kan ändra form och deformeras trots att nivåerna av påfrestningarna är små. Om ett material förlängs eller förkortas som gensvar på påfrestning uppstår töjning i materialet (Lunsford & Contoyannis, 2019).

Det sägs att rullsulor minskar böjningen som sker inuti skon (Janisse, 2008), men hittills har få studier undersökt om så verkligen är fallet (Dawin, Dirksen, Buss, Peikenkamp, & Habil, 2016; Peikenkamp, Vogelbusch, & Stief, 2013). Peikenkamp, Vogelbusch & Stief (2013) visade i sin studie att böjmomentet minskade signifikant för MTP1 i dorsal riktning för deras sko med rullsula (-19 Nmm,  $p=0,016^*$ ), när den jämfördes med deras "control rocker". För skon med rullsula uppmättes  $167 \pm 39$  Nmm och för

”control rocker”  $186 \pm 38$  Nmm. Ingen statistiskt signifikant minskning i dorsalmomentet uppstod mellan deras ’rocker shoes’ och sko utan rullsula. Deras tre par skor hade inte likvärdiga utformningar, därför kunde de inte avgöra vilken betydelse styvheten hade för resultatet. Dawin *et al.*, (2016) har också undersökt böjmomentet på en sko med rullsula men valde att utforma testet så att endast en sko var modifierad med en rullsula, vilket de själva angav som en felkälla (Dawin *et al.*, 2016). Dawin *et al.*, (2016) använde sig av VebitosSCIENCE medan Peikenkamp *et al.*, (2013) använde sig av en tidigare version (Betois) av Vebitos inläggsula, båda versionerna kan mäta böj-och vridmoment. Eftersom Peikenkamp., *et al* (2013) inte kunde avgöra vad styvheten på rullsulans hade för betydelse på böjmomentet ämnar vi med denna studie att undersöka detta vidare. Deras insamlade data behandlade enbart MTP1, framfoten består av mer än MTP1 så därför väljer vi att även undersöka MTP5. Det behövs en ökad förståelse för rullsulans som ett hjälpmedel, då det är en av de vanligaste ortopedtekniska skomodifikationerna som ordinerar (Hutchins *et al.*, 2009).

### **3. Syfte**

Ändamålet med denna studie är att undersöka om det föreligger en signifikant skillnad i det dorsala böjmomentet i MTP-leden (MTP1 och MTP5) för en sko med rullsula i jämförelse med en sko utan rullsula. Vidare syfte är att undersöka om det finns en signifikant minskning i det dorsala böjmomentet med en högre styvhet på rullsulan.

#### **3.1 Hypoteser**

Våra hypoteser är följande:

- 1) Dorsala böjmomentet minskar signifikant för MTP 1 & MTP 5 med en rullsula i jämförelse med en sko utan rullsula för friska personer.
- 2) Dorsala böjmomentet minskar signifikant mer för MTP 1 & MTP 5 med en styv rullsula än med en flexibel rullsula för friska personer.

## **4. Material och metod**

### **4.1 Studiedesign**

Studien är en experimentell tvärsnittsstudie som baserades på mätningar som samlades in under ett tillfälle. För att undersöka hypoteserna jämfördes tre par skor. Två par rullsulor med olika styvhet, där ett par var med högre styvhet och det andra paret mer flexibelt, samt ett par utan rullsula. Vi vet att utformningen på rullsulor har betydelse (Chapman et al., 2013), därför utformade vi vår rullsula efter Chapman *et al.*, (2013) riktlinje, för en optimal avlastning på framfoten. För att undersöka om styvheten hade en betydelse för det dorsala böjmomentet var de två par som modifieras med en rullsula av likadan geometriska utformning men olika styvhet. Mätningen av böjmomentet utfördes i MTP1 och MTP5, för att få en indikation av vad som sker i framfoten.

### **4.2 Urvalskriterier**

För att delta i studien skulle deltagaren vara i åldern 18 till 67 år (arbetande ålder), kunna gå en längre sträcka utan hinder, ha skostorlek 39 (US size 6), full sensorik, inte äta någon medicin som påverkar balansen, inga tidigare besvär i fot, knä eller höft som påverkar gångförmågan och vara svensktalande. Deltagaren exkluderades från studien om de hade: fotsmärta, fotsår eller fotdeformationer. Gånghjälpmiddel, patologi (diagnostiserad led-, kärl- eller/och neurologiska sjukdomar samt diabetes 1 & 2) eller kognitiva nedsättningar.

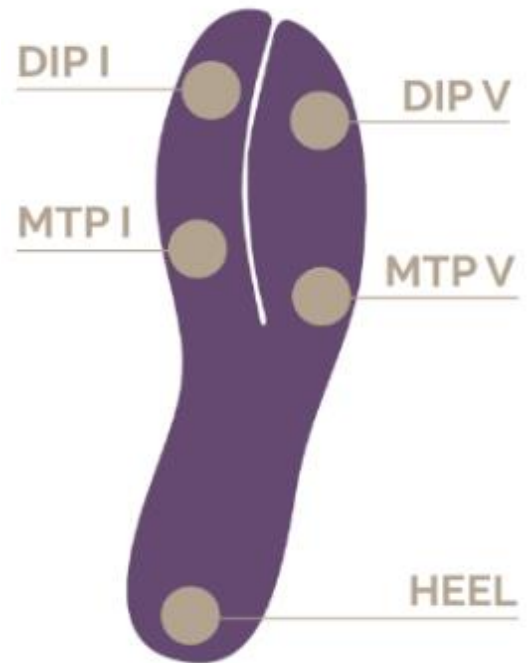
#### **4.2.1 Två-stegsrekrytering**

I denna studie praktiserades en två-stegsrekrytering för att säkerställa att deltagarna kunde medverka i studien. I första steget fick deltagarna fylla i ett frågeformulär som berörde deras hälsostatus, kön, längd och vikt. Dessa frågor baserades på studiens inklusions- och exklusionskriterier. I steg två utfördes en klinisk undersökning på deltagarna där fotens rörelseomfång, muskelstyrka, sensorik, strukturer och valv undersöktes. För att utesluta sår och rodnader inspekterades alla deltagares fötter noga. Utöver detta fick deltagarna utföra ett lättare balanstest, där de stod på ett ben i 20 sekunder samtidigt som de blundade. Därefter ambulerade de en sträcka barfota så att eventuella gångavvikelser kunde identifieras. Om de rekryterade personerna valde att delta gick vi vidare med frågeformuläret, uppfylldes inklusionskriterierna utfördes även den kliniska undersökningen. Ett informerat samtycke fylldes i av deltagarna innan testerna påbörjades.

## 4.3 Utrustning

### 4.3.1 Mätinstrument för datainsamling av dorsalt böjmoment

För att mäta böjmomentet som sker mellan fot och sko användes inlägget VebitoSCIENCE (figur 4) det framtoogs av företaget Vebitosolution® och utvecklades av Biomechanics Research Laboratory, Münster University of Applied Sciences, Germany. Inuti Vebitos inlägg finns en 0,4mm flexibel platta i rostfritt stål som mäter spänning, detta möjliggör att det går att detektera både vrid- och böjmoment på den laterala och mediala delen av framfoten, oberoende av varandra (Stief & Peikenkamp, 2015). Fyra sensorer är placerade i framfoten : proximalt om DIP1, DIP 5, MTP1 och MTP, och en är placerad distalt om processus calcaneus (Vebitosolution, 2015). I sensorerna finns trådtöjningsgivare i riktningarna 0°, 45°, 90°, dessa är monterade på båda sidorna av stålplattan (Stief & Peikenkamp, 2015). Trådtöjningsgivarna består av resistiva givare där tunnare trådar sträcks med materialet rörelse och det uppstår en resistansförändring. Placeringen av trådtöjningsgivarna på sensorerna för MTP grundar sig på den transversala flexions axeln vid MTP-leden. För att få en ökad mätprecision vid mätningar som inkluderar små förändringar har Whetstonebryggor monterats (Stief & Peikenkamp, 2015). Trådtöjningen som mäts i spänning (Volt) har de vidare använt vid kalibrering av inlägget.



Figur 4. Vebitosolution (2019), Sulans utformning och sensorplacering. Hämtad 13 februari 2019 från <https://www.vebitosolution.com/was-wir-machen-33/vebitoscience.html>

Inlägget kalibrerades genom att applicera olika vikter på avståndet 24 mm från töjningsgivarna, på så vis kunde töjningsförändringar i inlägget erhållas. Efter kalibreringen beräknades böjmoment ut med hjälp av en linjär böjningsekvation (Stief & Peikenkamp, 2015). Mätningarna för samtliga sensorer kan ske samtidigt, frekvensen är 200 Hz med 16 bits (Vebitosolution, 2015). Mätssystemet styrs av en bluetooth-enhet uppkopplad med Wifi, mjukvaran som användes till att samla in datan var MERECS Engineering GmbH, Steinfurt, Tyskland (Dawin, Kerckhoff, & Peikenkamp, 2013). Exempel på parametrar som VebitoSCIENCE kan mäta: Maximalt plantar- och dorsalflexionsmoment [Nmm], Range [Nmm], Växlande belastning (%), Absolut värde (Nmm\*%)(Stief & Peikenkamp, 2015). Positiva spänningsförändringar som beskriver dorsalflexion detekteras när den distala delen av inlägget böjs uppåt. När den distala delen av sulan böjs nedåt visar den negativ spänning och ett plantarflexionsmoment. För att skydda sensorerna täcktes dessa med högviskos silikon. Sulans ytskikt består EVA och den totala tjockleken av inlägget är 3 mm (Stief & Peikenkamp, 2015). I denna studie användes storleken 38–39 (size 2) och insamlade mätvärden användes för MTP 1 & MTP 5. Rehabiliteringen för mätinstrumentet baserat på kalibreringen är  $R^2 > 0,999$  (Stief & Peikenkamp, 2015).



### 4.3.2 Ortho Shoe

Skomodellen som användes i denna studie är i skomodellen Ortho shoe från Klaveness AB (Klaveness AB, Sverige) i storlek 6 (EU- storlek 39), produktnummer: MEO938. Skons ytskikt är i materialet nappa och insidan av skon är fodrad med läder. Slitsulan är tillverkad av polyuretan (PU) vilket gör skon lätt, flexibel och ger en stötdämpande effekt. En ytterligare egenskap som skon har är att den är vridstyv. Ett par skor var i sin ursprungliga utformning och fungerade som en kontrollsko, den benämns i denna studie som utan rullsula (uR) se figur 5.1. De andra 2 paren modifierades med rullsulor bilateralt, se figur 5.2 & 5.3 nedan.

### 4.3.3 Skomodifiering

Två par skor i märket Ortho Shoe modifierades med rullsula. Skomodifikationen genomfördes på Umeås ortopedtekniska avdelningen av en erfaren ortopedtekniker med yrkesinriktning på skomodifikationer. Rullsulan utformades med en apex-position  $\approx 60\%$  från hälen, Apex vinkel  $\approx 95$  grader och en rullvinkel  $\approx 20$  grader.

Den flexibla rullsulan (fR) (se figur 5.2) modifierades med EVA Ove 50/55 Shore A 11 mm. En slitsula i produktnamnet Vibram Heel crepe – 35 710 810. Gummiblandning: TOP85 och i tjockleken 3 mm. Brunner® (Brunner AB). Den styva rullsulan (sR) (se figur 5.3) modifierades med samma material som fR. Dock är sR's rullsula kolfiberförstärkt längs hela sulan med Unidirectional Carbon & glassfiber Barsand rigid" 0.1 in (2.55 mm) produktnummer 700010103 (Fillauer® AB). Kolfiberförstärkningen placerades mellan skons bindsula och slitsula.



Figur 5. Bild på samtliga skor i sagittalplan med och utan rullsulor. 1). Bild på uR, skons vikt 341 gram. 2). Bild på fR, skons vikt 406 gram. 3). Bild på sR, skons vikt 455 gram.

## 4.4 Datainsamling

Studiens data samlades in i Hälsohögskolans gånglaboratorium Jönköping. Innan datainsamlingen påbörjades vägdes och mättes deltagarna, därefter applicerades Vebitos mätinstrument på deltagarna enligt figur 6. Vebitos sulor placerades i skorna och ersatte skons innersula. Två elastiska band fixerade sladdarna posterior och proximalt om knäna. För att inte sladdarna skulle hindra ett normalt gångmönster tejpades sladdarna fast mot låren. Innan mätningarna påbörjades fick deltagarna gå några

vändor i labbet för att vänja sig med utrustningen. Enligt Levine, Richards, & Whittle (2012) behövs en gångsträcka på 12 meter för att uppnå ”comfortable walking speed” (CWS). Den längsta sträckan på plant underlag som kunde erhållas i stängd miljö var 17 meter. Deltagarna fick instruktioner att gå i självvald gånghastighet, mellan två synliga markeringar på golvet. På 17 meter kunde ungefär 10 gångcyklar erhållas (beroende på deltagarnas självvalda gånghastighet). Vebitos program beräknade sedan ut ett medelvärde på samtliga steg som uppnåddes under en inspelning. Deltagarna fick utföra denna procedur 5 gånger med vardera skotyp. Mellan varje test fick deltagarna sitta i en stol så att kalibreringen för datainsamlingen utfördes obelastat, detta skedde genom att deltagarna lyfte fötterna från marken. Vilken ordningsföljd deltagarna bar skorna slumpades fram genom applikationen Roundom (hämtad från iOS feb 21, 2019). Mellan varje skobyte fick deltagarna en 5 minuter lång vilopaus. Data för de 3 olika skoförhållandena samlades in för både vänster och höger fot.



Figur 6. Föreställer appliceringen av utrustningen från Vebitosolution® på deltagarna. 1). Posterior vy. 2) Anterior vy

#### 4.4.1 Bearbetning och analysering av data

##### 4.4.1.1. Dataanalys

Datan insamlades med hjälp av Vebitos mjukvara MERECS Engineering GmbH. Mjukvaran beräknar ett medelvärde av det maximala dorsalmomentet för varje steg, detta normaliseras till 100% av gångcykeln (Se bilaga 3). För att avgöra när hälnedsättningen sker använder sig mjukvaran av automatisk indentifiering av gångcykeln (Vebitosolution, 2015). Böjmomentet för respektive fot för varje enskild deltagare presenteras i enheten Nmm. Medelvärdena exporterades till en Excel-fil som därefter nyttjades vidare i statistisk analys i programmet Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), se nedan.

#### 4.4.1.2. Statistisk analys

Den insamlade datan bearbetades och analyserades i IBM SPSS Statistics Version 25 och signifikansnivån bestämdes till  $\alpha = 0,05$ . De 3 olika skoförhållandena jämfördes mot varandra för varje enskild testperson, därför behandlades datan som beroende. Ett tvåsidigt test tillämpades för samtliga stickprovsundersökningar, då vi inte kunde avgöra vilken riktning skillnaden skulle uppkomma.

Vi analyserade dorsalmomentet för en deltagare, en sensor (MTP1/MTP5) och en fot för de tre skoförhållandena (uR/fR/sR) i taget. Normalfördelning undersöktes med hjälp av Shapiro wilk's test, outliers och extremvärden undersöktes med hjälp av boxplots. Beroende på resultatet från Shapiro wilk's test så tillämpades olika tester för att se om det förelåg någon statistiskt signifikant skillnad mellan variablerna.

- 1) One -way Anova upprepande mätningar (1x1x1) tillämpades om alla tre stickprover visade på normalfördelning. Bonferronis korrektion användes för att minska risken för falska signifikanser. Mauchlys Test of Sphericity kontrollerade variansen och Sphericity assumed inspekterades för att undvika falska signifikanser. Om Mauchlys Test of Sphericity ej var uppfyllt användes korrektionerna Greenhouse – Geisser & Huyn – Feldt.
- 2) Friedmans test utfördes då alla stickproverna inte visade på normalfördelning. Med Friedmans test kan det studeras om det finns en signifikant skillnad mellan skoförhållandena, dock inte mellan vilka förhållande signifikansen finns. Vid signifikans utfördes ett Parat t-test eller Wilcoxon beroende på om det var två medelvärden som jämfördes eller en median och ett medelvärde. På så vis undersöktes mellan vilka grupper den statistiska signifikansen förelåg. För att minska risken för masssignifikans vid Wilcoxon och Parat T-test dividerades alpha värdet med tre ( $\alpha = 0,05/3 \approx 0,017$ ) för antalet oberoende tester.

#### 4.5 Etiska överväganden

En etisk egengranskning genomfördes enligt Hälsohögskolans anvisningar och studien har granskats av forskningsetiska kommittén. Varje enskild deltagare fick ett informationsbrev om studiens syfte och innehåll. Där de fick informationen om att deras personuppgifter kommer behandlas konfidentiellt i studien, samt att deras personuppgifter raderas efter studiens avslut. De fick även information om att de när som helst kunde avbryta deltagandet i studien, utan att delge orsak och utan påföljder. De har medgivit att studien får publiceras på portalen DIVA samt Vebitos hemsida. Se bilaga 1 & 2 för informationsbrev och informerat samtycke.

## 5. Resultat

### 5.1 Demografi

Totalt rekryterades sex kvinnor till studien. Ett bortfall uppstod då en deltagare upplevde obehag på MTP-1 under gång. Övriga fem deltagare fullföljde studien, deras demografi presenteras i Tabell 1.

Tabell 1. Demografisk tabell över deltagarna i studien. Kön (K=kvinnor), Ålder (år), Längd (cm), Vikt (kg). Sammanställt demografiskt resultat av deltagarna presenteras som medelvärde  $\pm$  SD (standardavvikelse).

Deltagare	Kön	Ålder	Längd	Vikt
1	K	21	170	58
2	K	22	170	70
3	K	24	168	66
4	K	20	174	70
5	K	26	175	87
Medelvärde $\pm$ SD:		22,6 $\pm$ 2,13	171,4 $\pm$ 2,65	70,2 $\pm$ 9,47

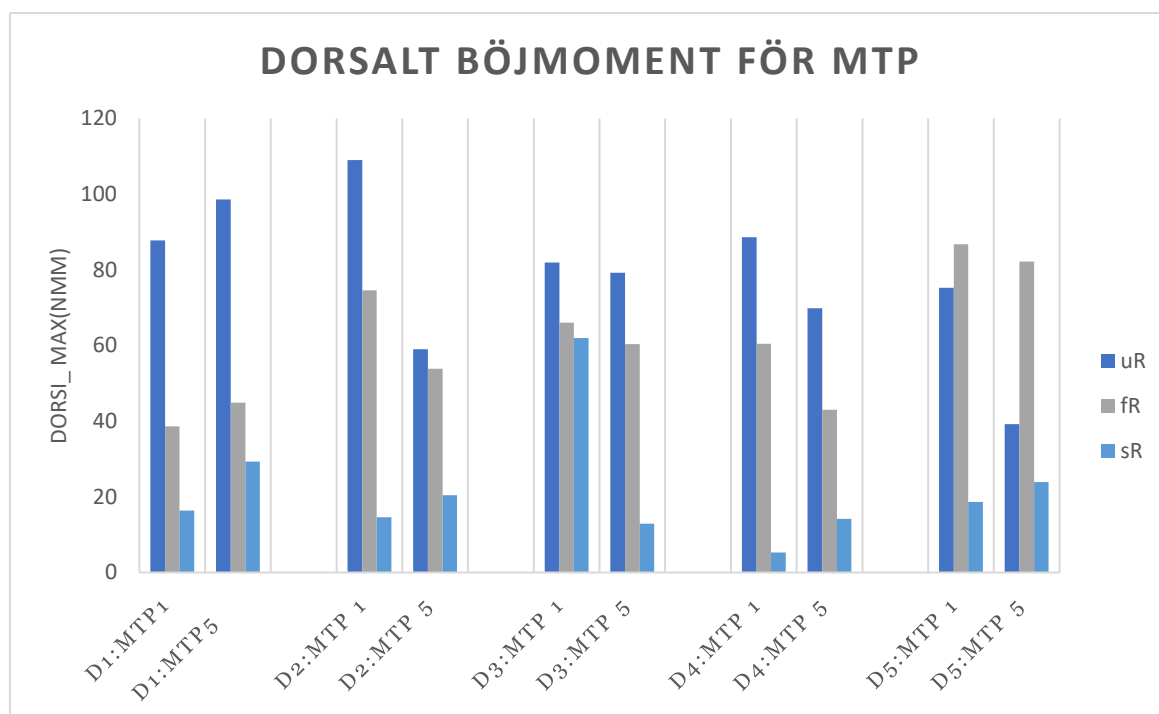
### 5.2. Deskriptiv statistik

Tabell 2 skildrar det sammanslagna medelvärdet för alla testsessioner för varje deltagare, spridningen angivs med standardavvikelse (SD). All data som presenteras är enbart för vänster fot då höger fot exkluderades på grund av ett mätfel orsakat av mätinstrumentet.

Tabell 2. Deltagarnas genomsnittliga värde av det maximala dorsalmomentet för variablarna MTP 1 och MTP 5. Medelvärde och SD för varje skoförhållande anges i Nmm. V står för vänster fot.

Deltagare	Variabel	uR	fR	sR
		Medelvärde $\pm$ SD	Medelvärde $\pm$ SD	Medelvärde $\pm$ SD
1	MTP 1 v	87,7 $\pm$ 10,8	38,6 $\pm$ 6,3	16,4 $\pm$ 10,8
	MTP 5 v	98,6 $\pm$ 8,0	44,9 $\pm$ 7,6	29,3 $\pm$ 4,7
2	MTP 1 v	109,0 $\pm$ 12,1	74,6 $\pm$ 5,8	14,6 $\pm$ 1,0
	MTP 5 v	59,0 $\pm$ 7,3	53,9 $\pm$ 3,0	20,4 $\pm$ 7,6
3	MTP 1 v	82,0 $\pm$ 7,8	66,0 $\pm$ 4,8	61,9 $\pm$ 7,6
	MTP 5 v	79,2 $\pm$ 2,8	60,4 $\pm$ 4,5	12,9 $\pm$ 2,1
4	MTP 1 v	88,6 $\pm$ 13,0	60,4 $\pm$ 8,6	5,3 $\pm$ 2,1
	MTP 5 v	69,8 $\pm$ 15,0	43,0 $\pm$ 11,0	14,2 $\pm$ 2,3
5	MTP 1 v	75,2 $\pm$ 21,3	86,7 $\pm$ 8,1	18,7 $\pm$ 4,7
	MTP 5 v	39,2 $\pm$ 9,5	82,2 $\pm$ 5,8	23,9 $\pm$ 2,4

Ett stapeldiagram för samtliga deltagares maximala dorsalmoment för varje skoförhållande och varje sensor presenteras i figur 7.



Figur 7. Varje enskild deltagares deskriptiva resultat för vänster fot. Den lodräta axeln anger medelvärdet för det maximala dorsalmomentet som sker i 3:rd rocker för respektive sko, utan rullsula (uR), flexibel rullsula (fR), styv rullsula (sR). Den horisontella axeln anger sensor MTP1 och MTP5 för alla deltagare (D=deltagare).

### 5.3 Statistisk analys

27 av 30 stickprover visade på normalfördelning ( $p > 0,05$ ). Två deltagare hade ett bortfall av mätvärden för MTP 1 och MTP 5. Deltagare 4 saknade ett mätvärde för MTP 1 och MTP5 för fR. Deltagare 5 saknade ett mätvärde för MTP 1 och MTP5 för uR. När fR för deltagare 4 och uR för deltagare 5 jämfördes med de andra skoförhållandena analyserades 4 medelvärden istället för fem. För att möjliggöra en statistisk analys exkluderade SPSS ett mätvärde för de andra skoförhållandena med kompletta mätvärden.

I Tabell 3 presenteras den statistiska skillnaden i dorsalmoment på MTP 1 & MTP 5 mellan de tre olika skoförhållandena för samtliga deltagare. Signifikanta skillnader från de statistiska testerna: One-way ANOVA redovisas med  $*(p < 0,05)$ , Paired T-test samt Wilcoxon med  $*(p < 0,017)$ .

### Tabell 3. Signifikanta resultat för samtliga skoförhålladen

Tabell 3. Värden för samtliga deltagares resultat mellan de olika skoförhållandena och för vilken variabel, v står för vänster fot. Signifikanta värden presenteras som \*  $p < 0.05$  för One-way Anova upprepande mätningar (1). \*  $p < 0.017$  för Parat T-test (2) och wilcoxon (3).

Deltagare	Variabel	Utan / flexibel	Utan / Styv	Flexibel / Styv
1	MTP 1 v	0,002*(1)	0,002*(1)	0,007*(1)
	MTP 5 v	0,001*(1)	0,000*(1)	0,056(1)
2	MTP 1 v	0,036*(1)	0,000*(1)	0,000*(1)
	MTP 5 v	0,183(2)	0,043(3)	0,043(3)
3	MTP 1 v	0,119(1)	0,013*(1)	1,000(1)
	MTP 5 v	0,043(3)	0,043(3)	0,000*(2)
4	MTP 1 v	0,087(1)	0,006*(1)	0,006*(1)
	MTP 5 v	0,111(1)	0,022*(1)	0,053(1)
5	MTP 1 v	1,000(1)	0,047*(1)	0,007*(1)
	MTP 5 v	0,008*(2)	0,068(3)	0,043(3)

### 5.4 Sammanställt resultat för varje deltagare

Nedan presenteras signifikanta resultat och skillnader för varje deltagare utifrån Tabell 2 och Tabell 3.

Resultat med hänvisning till utan rullsula och styv rullsula: För MTP 1 skedde en signifikant minskning av det dorsala böjmomentet för alla deltagare med den styva rullsulan ( $uR > sR$ ) (D1: -71,3 Nmm,  $p = 0,002^*$ , D2: -94,4 Nmm,  $p = 0,000^*$ , D3: -20,1 Nmm,  $p = 0,013^*$ , D4: -83,3 Nmm,  $p = 0,006^*$ , D5: -56,5 Nmm  $p = 0,047^*$ ). En signifikant minskning för MTP 5 med styv rullsula ( $uR > sR$ ) för deltagare 1 och 4. (D1: -69,3 Nmm,  $p = 0,000^*$ , D4: -55,6 Nmm,  $p = 0,022^*$ ).

Resultat med hänvisning till utan rullsula och flexibel rullsula: En signifikant minskning för MTP 1 med flexibel rullsula ( $uR > fR$ ) för deltagare 1 och 2. (D1: -49,1 Nmm,  $p = 0,002^*$ , D2: -34,4 Nmm,  $p = 0,036^*$ ). För MTP 5 för deltagare 1 (D1: -53,7 Nmm,  $p = 0,001^*$ ) avvikande resultat för deltagare nummer 5, här ses en signifikant ökning av dorsala böjmomentet med flexibel rullsula ( $uR < fR$ ). (D5: 43 Nmm,  $p = 0,008^*$ ).

Resultat i jämförelse mellan flexibel och styv rullsula: En signifikant minskning i det dorsala böjmomentet för MTP 1 med styv rullsula ( $fR > sR$ ) för deltagare 1, 2, 4 & 5. (D1: -22,2 Nmm,  $p = 0,007^*$ , D2: -60 Nmm,  $p = 0,000^*$ , D4: -55,1 Nmm,  $p = 0,006^*$ , D5: -68 Nmm,  $p = 0,007^*$ ). För MTP 5 hade deltagare 3 en signifikant minskning i det dorsala böjmomentet med en styv rullsula (D3: -47,1 Nmm,  $p = 0,000^*$ ).

## 6. Diskussion

### 6.1 Resultatdiskussion

Syftet med studien var att undersöka om det dorsala böjmomentet signifikant minskar vid användning av en rullsula. Vidare syfte var att kontrollera om det dorsala böjmomentet signifikant minskade mer med en rullsula med en högre styvhet. Resultatet utifrån hypotes ett tyder på att böjmomentet minskar i dorsal riktning vid användning av rullsula för både MTP 1 och MTP 5 för alla deltagare (Tabell 2 & 3). För MTP 1 var resultatet signifikant i 7 av 10 fall, för MTP 5 i 3 av 10 fall. Vår studie visar också på att styvheten har en betydelse för det dorsala böjmomentet, hypotes två stöds signifikant för 4 av 5 deltagare för MTP 1 och för 1 av 5 deltagare för MTP 5. Deltagare 1,2,3 och 4 minskade böjmomentet med både styv och flexibel rullsula. Deltagare 5 avviker i denna fråga då böjmomentet minskade med sR medan det dorsala böjmomentet ökade med fR (Tabell 2 & 3). En tänkbar förklaring kan vara ovana av att gå med rullsula då invänjningsperioden var kort.

Rullsulor formges oftast med styvt material för att minska dorsalflexion av metatarsalerna (Van Schie et al., 2000). Utifrån vårt resultat blir detta tydligt, speciellt för deltagare 5 som hade behov av en styvare rullsula för att få ett mindre böjmoment än vid användning av kontrollskon. Peikenkamp *et al.*, (2013) kunde i sin studie inte avgöra om styvheten i en rullsula hade en betydelse för ett minskat böjmoment. Detta kan bero på skornas inkonsekventa sulform. En sko var formgiven med rullsula, en sko med benämningen ”control rocker” var utformad med en skoförhöjning längs hela sulan, och tredje paret var i sin ursprungliga design.

Tå-rullsulor används för att minska det dorsala böjmomentet i den tredje rockern, trots detta så har få visat att böjmomentet minskar, Peikenkamp *et al.*, (2013) visade att rullsulor signifikant minskar det dorsala böjmomentet för MTP 1 när deras kontroll-rullsula jämfördes med skon med rullsula. De fann dock ingen signifikans när rullsulorna jämfördes mot deras sko utan rullsula. Generellt sågs fler signifikanta minskningar för MTP 1 än MTP 5 i vår studie. Det är dock värt att nämna att VebitoSCIENCE kan mäta små skillnader i Nmm. Vi kan utifrån vår studie inte klargöra om dessa små skillnader i minskat dorsalt böjmoment har någon betydelse för individen gällande smärtlindring i MTP 1 och MTP 5. Teoretiskt sett borde alla minskningar vara positiva men kanske är skillnaden mellan styv och flexibel rullsula så liten att det inte spelar någon roll.

Peikenkamp *et al.*, (2013) anger ej vilka material och vilka riktlinjer (apex-position, rullvinkel, apex-vinkel) som användes för att modifiera rullsulorna. Värdena för det maximala dorsala böjmomentet skiljer sig markant mellan vår studie och Peikenkamp *et al.*, (2013). Deras resultat var med rullsula  $167 \pm 39$  Nmm och ”control rocker”  $186 \pm 38$  Nmm. I vår studie erhöles ett maximalt värde på det dorsala böjmomentet med uR 108 Nmm och 29 Nmm som högst med sR. En förklaring för denna differens kan vara deltagarnas vikt. I studien av Peikenkamp *et al.*, (2013) beskrevs inte deltagarnas demografi eller inklusionskriterier. Det ska dock tilläggas att Peikenkamp *et al.*, (2013) hade ett större antal deltagare ( $n=14$ ) i sin studie, vilket eventuellt ger ett mer tillförlitligt resultat.

## 6.2 Metoddiskussion

Vid klinisk ordination av en sko som ett hjälpmedel är det väsentligt att ha kunskaper om hur skon indirekt påverkar foten (Arnold & Bishop, 2013). I dagsläget har rullsulans effekt främst studerats med tryckmätande metoder som Pedar -X insole (Reints et al., 2017) och F-scan (Spooner et al., 2010). Reints *et al.*, (2017) påvisade i sin studie att trycket minskade på den laterala sidan av foten med både en flexibel och styv rullsula, där den största tryckförändringen dokumenterades med en styv rullsula. Tryckanalyser ger en bild av vad som sker mellan fot och sko men inte den fullständiga bilden. För patienter med diagnostiserade ledsjukdomar som hallux rigidus och reumatism kan böjmoment vara intressant att undersöka. Då smärta eller stelhet försvårar stegavvecklingen i den tredje rockern.

### 6.2.1 Deltagare och utförande

Deltagarna som rekryterades till studien hade inga patologier, fotdeformationer eller gångavvikelser. Vi kunde konstatera att böjmomentet minskade för samtliga deltagare med den styva rullsulans (sR). I gångcykeln är dorsalflexion i MTP-leden en förutsättning för att uppnå funktionell gång (Perry & Burnfield, 2010). Med tå-rullsulans minskas behovet av dorsalflexion i MTP-leden, dock är normalt rörelseomfång i ankeln en förutsättning för att använda denna utformning. Vårt urval undersöktes kliniskt för att säkerställa att det inte förelåg en avvikelse i ankelledens rörelseomfång. Vid begränsning av rörelseomfång och avlastning av ankeln kan istället häl-till-tå-rullsula ordineras (Janisse & Janisse, 2008). Det är viktigt att ha i beaktande att denna studie enbart undersökte det dorsala böjmomentet i MTP med en tå-rullsula, som tidigare nämnts finns flera olika former på rullsulans (Janisse & Janisse, 2008).

I denna studie rekryterades enbart kvinnor. Vi vet inte om samma resultat hade uppnåtts om män hade deltagit i studien. Dessutom skulle deltagarna behövt en längre inväpningsperiod för att säkerställa att resultaten är tillförlitliga. Under studien fick deltagarna endast en kort inväpningsperiod och upplevde en oerfarenhet att bära skor med rullsula. Detta är något som kan ha påverkat slutresultatet och de presenterade signifikanta värdena.

### 6.2.2 Material och utformning

Den valda utformningen på rullsulorna grundade sig i Chapman *et al.*, (2013) rekommenderande utformning för att minska trycket på framfoten. Denna utformning ska även minska behovet av ledrörelse för MTP-leden som normalt sker i den tredje rockern (Hutchins et al., 2009). Formen karaktäriseras av att apex-placeringen för rullsulans positioneras proximalt om metarsallhuvudena.

Vid tillverkning valde den erfarna ortopedteknikern material efter sina beprövade tillverkningsmetoder. Till skillnad från fR så applicerades en kolfiberförstärkning i den longitudinella riktningen på sR. På grund av detta har vi definierat rullsulorna som styv respektive flexibel för att skilja på skoförhållandena. Eftersom vi inte har någon information om materialegenskaperna kan vi inte hävda att det är den



korrekta definitionen. Detta gör det problematiskt att avgöra vilka materialegenskaper som krävs för att uppnå ett minskat böjmoment.

### **6.2.3 Utrustning och reliabilitet**

Skon vi använde oss av i studien var i storlek 39, Vebitos inlägg fanns i storleken 38–39, vi upplevde att när vi bytte innersulan mot Vebitos inlägg så var passformen inte optimal. Följden av detta kan ha varit att inlägget gled runt inuti skon och resulterat i missvisande data.

Trots att reliabiliteten för Vebitos inlägg är 0,999 (Stief & Peikenkamp, 2015) så hade vi problem med mätfel. När datan analyserades för höger fot så såg vi att det största dorsala böjmomentet ägde rum under svingfasen, normalt sett sker det högsta dorsala böjmomentet i den tredje rockern vid MTP. Vebitos mjukvara använder sig av en automatisk identifiering av gångcykeln och vi misstänker att det är den som inte har fungerat korrekt. Detta resulterade i att vi valde att exkludera datan för höger fot. När vi observerade deltagarnas gångmönster i den kliniska undersökningen fann vi inga synliga gångavvikelser. Hade graferna över böjmomentdatan för den högra foten varit korrekta hade ett haltande gångmönster observerats då datan samlades in.

### **6.2.4 Statistisk analys**

Vid Anova upprepade mätningar användes bonferronis korrektion, vilket minskar risken för falska signifikanser. För att minska risken för masssignifikans för antalet oberoende tester som genomfördes så dividerades det ursprungliga alpha/signifikansnivån värdet ( $\alpha=0,05$ ) med tre. Nackdelen med att analysera få värden är att datan oftast blir normalfördelad. Då finns en risk att vi har gått vidare med fel tester. Med hjälp av boxplots identifierades totalt 9 outliers varav 3 extremvärden. Vi valde att behålla dessa eftersom vi ansåg att de inte påverkade resultatet.

Till studien rekryterades endast 6 deltagare. Hade antalet deltagare varit större hade ett alternativ varit att normalisera datan och jämföra mellan deltagarna för att få ett mer generaliserat resultat. För varje skoförhållande utfördes 5 repetitioner per deltagare, hade vi valt att öka antalet repetitioner hade denna metod varit mer pålitlig, då låga antal mätvärden ökar risken för falska signifikanser.

## **6.3 Begränsningar**

Studiens urval grundade sig utifrån den skostorlek på skorna som vi blev erbjudna från skoföretaget Klaveness ® AB. Följden blev att enbart kvinnliga deltagare medverkade i studien. Studiens urval är för litet för att representera hela populationen och vi kan inte styrka att samma resultat hade uppnåtts om deltagare av båda könen deltagit. Ytterligare begränsning med studien är att vi valde friska deltagare, resultatet kan således inte appliceras på personer med patologier och/eller fotproblematik. Tidigare forskning har påvisat att friska individer anpassar sin ankelrörelse för att kontrollera stegprogressionen när de går med rullsula (Van Bogart et al., 2005; Wang & Hansen, 2010). I vår studie undersökte vi inte hur rullsulnan påverkade ankel-, knä-, höft- och bäckenrörelser hos deltagarna. Små rörelseförändringar

i knä-, höft, och bäcken är något som Van Bogart et al., (2005) och Wang & Hansen (2010) observerade i sin studie. När man ordinerar en rullsula för fot/ankel så kan den indirekt påverka leder mer proximalt. Det finns en risk att proximala leder påverkas på ett negativt sätt.

Vi fick låna Vebitos mätinstrument under en begränsad tidsperiod, vilket ledde till att vi inte hade möjlighet att komplettera datan för höger fot. Att resultatet hade blivit detsamma om vi hade kunnat presentera data för båda fötterna kan inte säkerställas. Att det inte existerar så mycket forskning inom böjmoment och dess betydelse för rullsula har varit en begränsning. Det finns ingen "gold standard" att förhålla sig till vid utformningen av tester när böjmoment ska undersökas.

## **6.4 Etik**

En etisk egengranskning genomfördes utifrån forskningsetiska kommitténs riktlinjer. Innan studien påbörjades analyserades potentiella risker som kunde påverka deltagarnas hälsa. Risker som vi kunde identifiera var att deltagarna utsattes för fysisk påverkan av interventionen med avseende på ledrörlighet. Påverkan var kortvarig och borde ej ha resulterat i någon kroppslig skada för deltagarna. För att avidentifiera och behandla deltagarna konfidentiellt tilldelades de varsin siffra i studien.

## **6.5 Klinisk relevans**

Denna studie bidrar med en ökad förståelse för rullsulans funktion som ett ortopedtekniskt hjälpmedel, där ett minskat dorsalt böjmoment kan uppnås med en rullsula hos friska kvinnor, vilket styrker en av rullsulans egenskaper. Studien tillför även ökad kunskap vid tillverkning av rullsulor då vi har kunnat visa att styvheten på materialet har en avgörande faktor för det dorsala böjmomentet hos 5 friska kvinnor utan fotproblematik. Utifrån vår studie på friska kvinnor kan vi inte avgöra om de signifikanta minskningarna i dorsalt böjmoment har en klinisk betydelse, skillnaderna är små men alla minskningar borde vara gynnsamma för individer med behov av minskat dorsalt böjmoment vid MTP.

## **6.6 Framtida studier**

För framtida studier hade det varit intressant att undersöka sambandet mellan böjmoment och rullsulans materialegenskaper. Vi har med vår studie kunnat visa att en styvare rullsula kan minska det dorsala böjmomentet, det krävs dock mer kunskap om material för att kunna avgöra hur styv en rullsula behöver vara för att uppnå en ökad minskning i det dorsala böjmomentet.

Skorna som modifierades med rullsulor väger mer än skoparet som är i sin ursprungliga modell. Ett antagande är att det blir jobbigare att gå med en tyngre sko och att det krävs mer energi att lyfta fötterna i varje steg. I denna studie skiljer sig vikten mellan utan rullsula och styv rullsula med 114 gram, framtida studier skulle kunna undersöka hur mycket mer energi som krävs för att gå när skon är tyngre.

## **7. Konklusion**

Vi har funnit signifikanta minskningar av det dorsala böjmomentet för MTP vid användning av en rullsula hos friska kvinnor utan fotproblematik. Den största minskningen av dorsalt böjmoment skedde när deltagarna gick med den styva rullsulan. Vilket stärker rullsulans funktion som ett ortopedtekniskt hjälpmedel.

## **Uppskattning**

Vi vill tacka alla deltagare i studien, vår handledare, OTC för sponsring av material, ortopedtekniker Mikael Lindström för skomodifiering, Klaveness ® AB för sponsring av skor och Vebito för lånet av mätutrustning.

## Referenser

- Arnold, J. B., & Bishop, C. (2013). Quantifying foot kinematics inside athletic footwear: a review. *Footwear Science*, 5(1), 55-62. doi:10.1080/19424280.2012.735257
- Blazer, M. M., Jamrog, L. B., & Schnack, L. L. (2018). Does the Shoe Fit? Considerations for Proper Shoe Fitting. *Orthopedic Nursing*, 37(3), 169-174. doi:10.1097/NOR.0000000000000447
- Boulton, A. J. M. (2004). Pressure and the diabetic foot: clinical science and offloading techniques. *American Journal Of Surgery*, 187(5A), 17S-24S.
- Brown, D., Wertsch, J. J., Harris, G. F., Klein, J., & Janisse, D. (2004). Effect of rocker soles on plantar pressures. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 85(1), 81-86.
- Cael, C. (2010). *Functional anatomy : musculoskeletal anatomy, kinesiology, and palpation for manual therapists* ([Rev. and updated]. ed.). Philadelphia: Philadelphia : Wolters Kluwer Health/Lippincott, Williams & Wilkins.
- Chapman, J. D., Preece, S., Braunstein, B., Höhne, A., Nester, C. J., Brueggemann, P., & Hutchins, S. (2013). Effect of rocker shoe design features on forefoot plantar pressures in people with and without diabetes. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(6), 679-685. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.05.005
- Dahlberg, T. (2001). *Teknisk hållfasthetslära* (3:10 ed.). Lund: Studentlitteratur AB.
- Dawin, N., Dirksen, N., Buss, P., Peikenkamp, K., & Habil, P. D. (2016). Analysis of Bending and Torsional Stress on the Foot in Different Offloading Shoes. 30-35.
- Dawin, N., Kerkhoff, A., & Peikenkamp, K. (2013). Bending and Torsional Moments - A new measuring system for gait analysis. 5.
- Fung, A., Loundagin, L. L., & Edwards, W. B. (2017). Experimental validation of finite element predicted bone strain in the human metatarsal. *Journal Of Biomechanics*, 60, 22-29. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.010
- Göksel Karatepe, A., Günaydin, R., Adibelli, Z. H., Kaya, T., & Duruöz, E. (2010). Foot deformities in patients with rheumatoid arthritis: the relationship with foot functions. *International Journal Of Rheumatic Diseases*, 13(2), 158-163. doi:10.1111/j.1756-185X.2010.01465.x
- Hutchins, S., Bowker, P., Geary, N., & Richards, J. (2009). The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles--evidence in the literature. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 19(3), 165-170. doi:10.1016/j.foot.2009.01.001
- Janisse, D. J. (2008). Shoes and shoe modifications. In H. D. John, M. W. John, & F. R. John (Eds.), *AAOS atlas of orthoses and assistive devices* (4th ed.. ed., pp. 325-341): Philadelphia, PA Elsevier.
- Janisse, D. J., & Janisse, E. (2008). Shoe modification and the use of orthoses in the treatment of foot and ankle pathology. *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons*, 16(3), 152-158.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. (2012). *Whittle's gait analysis* (5. ed.. ed.). Edinburgh: Edinburgh : Churchill Livingstone Elsevier.
- Lin, S.-Y., Su, P.-F., Chung, C.-H., Hsia, C.-C., & Chang, C.-H. (2017). Stiffness Effects in Rocker-Soled Shoes: Biomechanical Implications. *Plos One*, 12(1), e0169151-e0169151. doi:10.1371/journal.pone.0169151
- Lindgren, U. (2014). *Ortopedi* (4. uppl.. ed.). Stockholm: Stockholm : Liber.
- Lunsford, T. R., & Contoyannis, B. (2019). Materials Science. In A. o. o. a. a. devices (Ed.), (5th ed.. ed.): Philadelphia, PA Elsevier.
- Michaud, T. C. (1993). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. London ; Baltimore: London ; Baltimore : Williams & Wilkins.
- Mojica, M. N. (2019). Foot Orthoses. In J. B. Webster & D. P. Murphy (Eds.), *Atlas of orthoses and assistive devices* (5th ed.. ed., pp. 233-238): Philadelphia, PA Elsevier.
- Mojica, M. N., & Early, J. S. (2019). Foot Biomechanics. In J. B. Webster & D. P. Murphy (Eds.), *Atlas of orthoses and assistive devices* (5th ed.. ed., pp. 216-228): Philadelphia, PA Elsevier.
- Peikenkamp, K., Vogelbusch, A., & Stief, T. (2013). The effect of rocker soles on bending and torsional load acting on the forefoot during walking and slow jogging. 2.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis*. 6900 Grove Road Thorofare USA: Slackbook.
- Preece, S. J., Chapman, J. D., Braunstein, B., Brüggemann, G.-P., & Nester, C. J. (2017). Optimisation of rocker sole footwear for prevention of first plantar ulcer: comparison of group-optimised and individually-selected footwear designs. *Journal Of Foot And Ankle Research*, 10, 27-27. doi:10.1186/s13047-017-0208-3

- Reints, R., Hijmans, J. M., Burgerhof, J. G. M., Postema, K., & Verkerke, G. J. (2017). Effects of flexible and rigid rocker profiles on in-shoe pressure. *Gait & Posture*, *58*, 287-293. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.08.008
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking* (3. ed.. ed.). Philadelphia, Pa.: Philadelphia, Pa. : Lippincott Williams & Wilkins.
- Rose, J. D. (2011). *The foot book : a complete guide to healthy feet*. Baltimore: Baltimore : Johns Hopkins University Press.
- Spooner, S. K., Smith, D. K., & Kirby, K. A. (2010). In-shoe pressure measurement and foot orthosis research: a giant leap forward or a step too far? *Journal Of The American Podiatric Medical Association*, *100*(6), 518-529.
- Stief, T., & Peikenkamp, K. (2015). A new insole measurement system to detect bending and torsional moments at the human foot during footwear condition: a technical report. *Journal Of Foot And Ankle Research*, *8*, 49-49. doi:10.1186/s13047-015-0105-6
- Uustal, H. (2008). The orthotic prescription. In *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (4th edition ed., pp. 9). Philadelphia: Mosby Elsevier.
- Van Bogart, J. J., Long, J. T., Klein, J. P., Wertsch, J. J., Janisse, D. J., & Harris, G. F. (2005). Effects of the toe-only rocker on gait kinematics and kinetics in able-bodied persons. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, *13*(4), 542-550. doi:10.1109/TNSRE.2005.858460
- van Schie, C., Ulbrecht, J. S., Becker, M. B., & Cavanagh, P. R. (2000). Design criteria for rigid rocker shoes. *Foot & Ankle International*, *21*(10), 833-844.
- Vebitosolution. (2015). vebitoSCIENCE. Retrieved from <https://www.vebitosolution.com/was-wir-machen-33/vebitoscience.html>
- Wang, C. C., & Hansen, A. H. (2010). Response of able-bodied persons to changes in shoe rocker radius during walking: changes in ankle kinematics to maintain a consistent roll-over shape. *J Biomech*, *43*(12), 2288-2293. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.036
- Willwacher, S., König, M., Braunstein, B., Goldmann, J.-P., & Brüggemann, G.-P. (2014). The gearing function of running shoe longitudinal bending stiffness. *Gait & Posture*, *40*(3), 386-390. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.05.005

# Bilagor

## Bilaga 1 - Information till deltagarna



JÖNKÖPING UNIVERSITY  
School of Health and Welfare

### Skriftlig information till deltagare i studien ”Påverkas böjmomentet av styvheten på rullsulan inuti skon, vid framfoten under gång?”

Studiens syfte är att undersöka om böjmomentet i en sko med rullsula påverkas av rullsulans styvhet. Som deltagare i denna studie kommer du bli inbokad på en avsatt tid hos oss på Hälsohögskolan i Jönköping. Med samband med ditt möte kommer du fylla i ett frågeformulär gällande din hälsostatus. Därefter kommer vi göra en klinisk undersökning för att säkerställa att du kan delta i studien.

Din uppgift är att gå i hälsohögskolans gånglabb med tre olika par skor och i samband med detta insamlas den data vi behöver. **Besöket uppskattas ta 1 timma.** Varav en paus på 5 minuter mellan byte av skor.

Du som deltagare har rättigheten att avbryta din medverkan i studien när som helst, utan påföljder eller krav på att ange orsak. Dina personuppgifter kommer behandlas konfidentiellt, det vill säga att dina personuppgifter kommer avidentifieras i studien. Datan kommer enbart användas för studiens ändamål och hanteras i skolans skyddade servermiljö. Efter studiens avslut kommer dina personuppgifter att raderas.

Perioden studien avser är under perioden V8-V9, 2019

Det finns inga kända hälsorisker med deltagandet i studien.

Vid frågor angående studien kan du kontakta oss på:

Johan Antonsson  
[Anjo1550@student.ju.se](mailto:Anjo1550@student.ju.se)  
Tfn: 0735253125

Fanny Kassberg  
[Kafa1619@student.ju.se](mailto:Kafa1619@student.ju.se)  
Tfn: 0738122319

Handledare: Sara Kallin  
[Sara.Kallin@ju.se](mailto:Sara.Kallin@ju.se)

## Bilaga 2-informerat samtycke



### *Informerat samtycke för deltagande i studien ”Påverkas böjmomentet av styvheten på rullsulan inuti skon, vid framfoten under gång?”*

Härmed har jag tagit del av skriftlig information om studiens syfte och vad som förväntas av mig som deltagare. Jag är införstådd om att mitt deltagande är frivilligt och att jag när som helst under studiens gång kan välja att avbryta min medverkan. Utan att behöva ange orsak och utan påföljder. Min identitet kommer behandlas konfidentiellt, det vill säga att mina personuppgifter kommer att avidentifieras i studien. Datan kommer enbart användas för studiens ändamål och hanteras i skolans skyddade servermiljö. Efter studiens avslut kommer mina personuppgifter att raderas.

Jag går med på att all data som samlas in får nyttjas till studien ändamål. Jag är även medveten om att den slutförda studien eventuellt kan publiceras på portalen Diva samt Vebitos hemsida.

Vid frågor angående studien kan du kontakta oss på:

Johan Antonsson  
[Anjo1550@student.ju.se](mailto:Anjo1550@student.ju.se)  
Tfn: 0735253125

Fanny Kassberg  
[Kafa1619@student.ju.se](mailto:Kafa1619@student.ju.se)  
Tfn: 0738122319

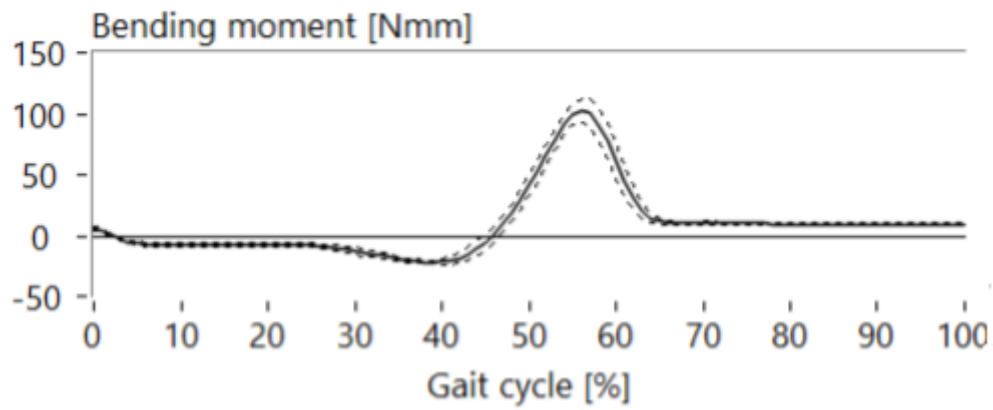
Handledare: Sara Kallin  
[Sara.Kallin@ju.se](mailto:Sara.Kallin@ju.se)

Underskrift deltagare: \_\_\_\_\_  
Namnförtydligande deltagare: \_\_\_\_\_  
Ort och datum: \_\_\_\_\_



**Bilaga 3 - Exempel på en graf över böjmoment normaliserat till 100 % av gångcykeln.**

**MTP I**



Grafen beskriver det dorsala-(positiv riktning) och det plantara böjmomentet(negativ riktning) för MTP 1 för en deltagare i studien, normaliserats till 100% av gångcykeln.