



**F.I. Michel<sup>1</sup>, S. Campe<sup>2</sup>, E. Graf<sup>3</sup>, K.J. Michel<sup>4</sup>**

<sup>1</sup>Sports Consulting Michel - SCM, Schweiz

<sup>2</sup>Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Sportwissenschaft, Deutschland

<sup>3</sup>University of Calgary, Human Performance Laboratory, Canada

<sup>4</sup>Universität Bern, Institut für Sportwissenschaft, Schweiz

## **Ist Rückfuslaufen gleich Rückfuslaufen?**

Der Einfluss des  
Sohlenwinkels auf  
biomechanische  
Risikofaktoren beim  
Rückfuslaufen

26. Jahreskongress der GOTS  
München, 17.-18. Juni 2011

- Vorfusslaufen oder auch „natürliches Laufen“ wurde als ultimativer Laufstil propagiert
  - Reduzierung des Verletzungsrisikos
  - Verbesserung der Leistung
 (WESSINGHAGE, 1996; MARQUARDT, 2002; STRUNZ, 2006)
- Nachweis, dass Vorfusslaufen nicht zu einer Reduzierung der Belastung bzw. des Verletzungsrisikos führt, sondern „nur“ zu einer Umverteilung der Verletzungslokalität bzw. Diagnose
   
(WILLIAMS et al., 2000; KLEINDIENST, 2003; LAUGHTON et al. 2003; WALTHER, 2005; KLEINDIENST et al., 2007, NATRUP et al., 2009)



## Flacher Fussaufsatz

(GRAF, 2010; MARQUARDT et al., 2010)



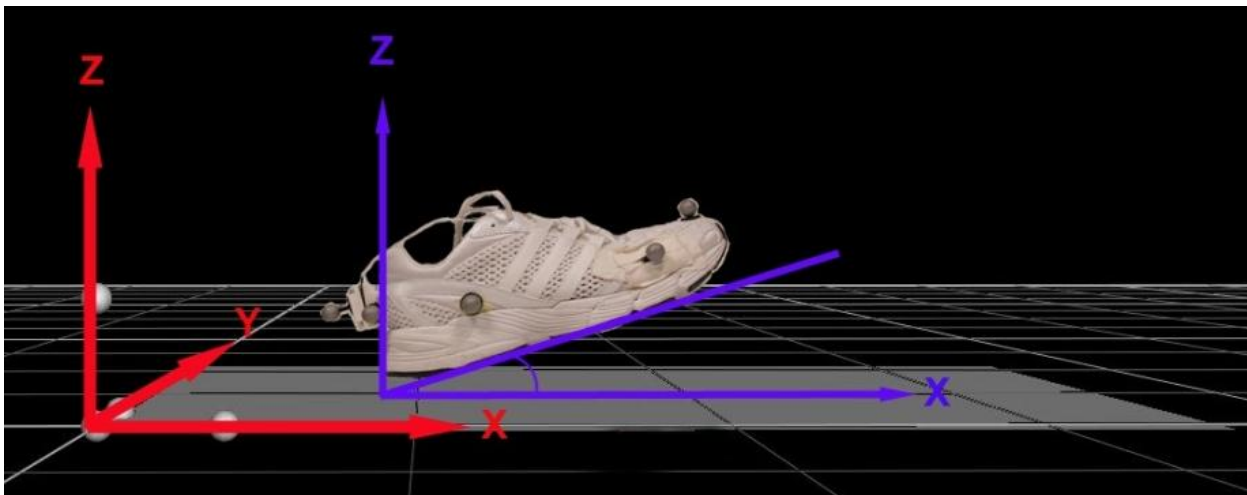
- Bestimmung des Einfluss des Sohlenwinkels (Fussaufsatz) auf biomechanische Risikofaktoren beim Rückfusslaufen welche mit laufsportassoziierten Verletzungsmustern in Verbindung gebracht werden

## Analyse von “konventionellen” dynamischen Variablen:

- Bodenreaktionskräfte & Kraftanstiegsraten
- Eversionswinkel & Eversionsgeschwindigkeit

## Analyse von “Knie-Gelenkmomenten”:

- Abduktionsmoment
- Externales Rotationsmoment



(CLEMENT et al., 1981; COOK et al., 1990, Van MECHELEN, 1992, NOVACHECK, 1998, HRELJAC et al., 2000; STEFANYSHYN et al, 1999 & 2006)

- **Testprotokoll**

- Laufgeschwindigkeit:  $4.0 \pm 0.2 \text{ms}^{-1}$
- 5 valide Versuche pro Proband
- Synchronisierte kinematische und kinetische Datenaufnahme

- **Kinematik**

- 6-Kamera-VICON-System (200Hz)
- High-Speed Videosystem (VOSSKÜHLER®) von posterior und lateral (200Hz)

- **Kinetik (Bodenreaktionskräfte)**

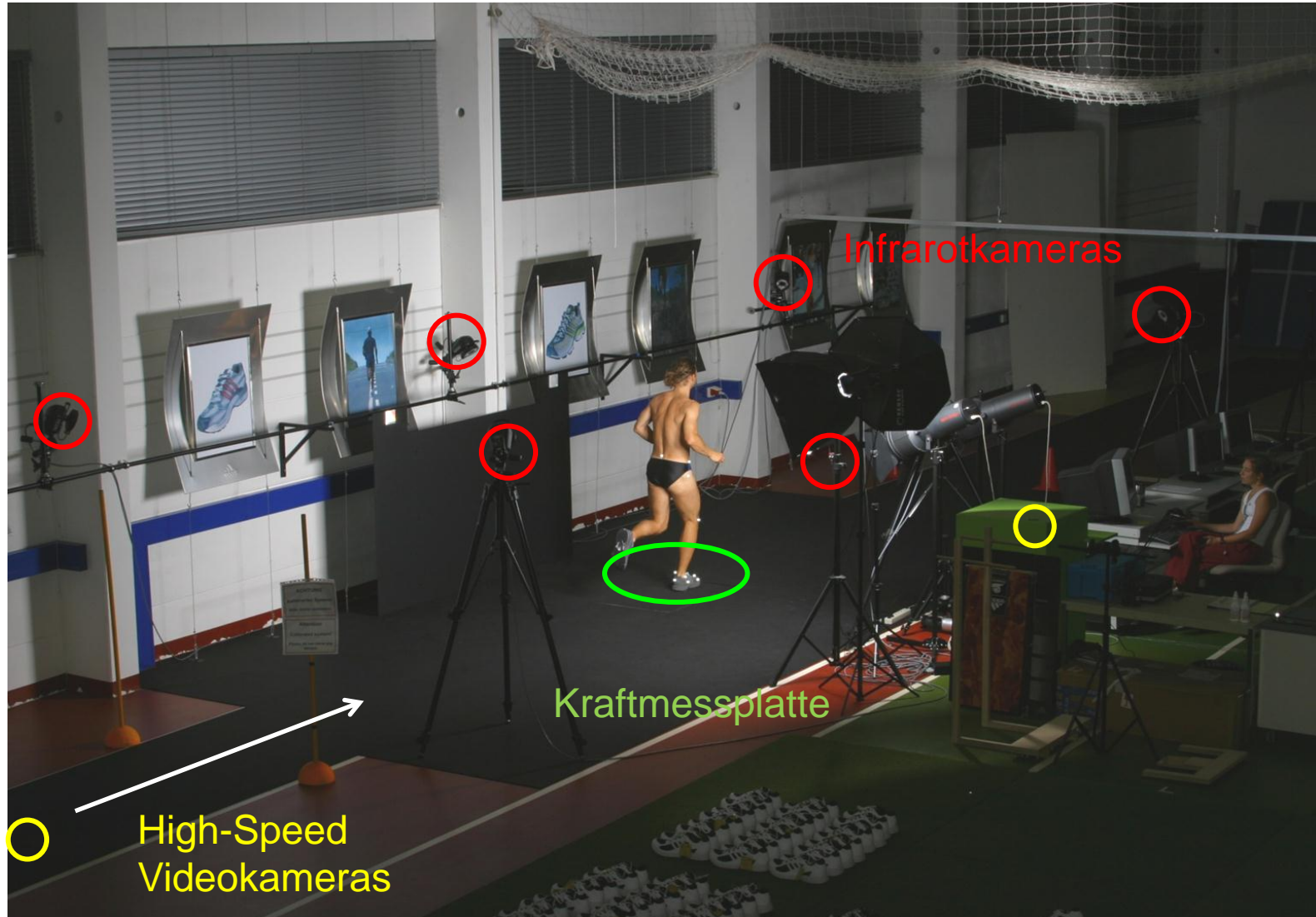
- KISTLER®-Kraftmessplatte (1000Hz)

- **Inverse Dynamik**

- Körpermodell der unteren Extremitäten (MICHEL et al., 2004)
- 3 reflektive Marker pro Segment (Becken, Oberschenkel, Unterschenkel, Rückfuss, Vorfuss)
- Bestimmung der Segment-Anthropometrien
- Berechnung der 3-dimensionalen Gelenkmomente







## • **Probendengruppe** (n=19)

- Alter:  $\emptyset$  33  $\pm$  8 Jahre
- Körpergrösse:  $\emptyset$  177  $\pm$  4cm
- Körpergewicht:  $\emptyset$  72  $\pm$  6kg
- Trainingsumfang:  $\emptyset$  55  $\pm$  58km/Woche
- Trainingshäufigkeit:  $\emptyset$  4  $\pm$  2 TE/Woche
- Laufsporterfahrung:  $\emptyset$  15  $\pm$  8 Jahre

## • **Statistik**

- Deskriptive Statistik
- Korrelationskoeffizient nach Pearson (Verbale Beschreibung des Korrelationskoeffizienten)
- $p \leq 0.050$  (Absicherung von r gegen Null ergebende Irrtumswahrscheinlichkeit p)

## Verbale Beschreibung des Korrelationskoeffizienten (BROSIUS, 2008)

r	Interpretation
0	Keine Korrelation
über 0 bis 0.2	Sehr schwache Korrelation
über 0.2 bis 0.4	Schwache Korrelation
über 0.4 bis 0.6	Mittlere Korrelation
über 0.6 bis 0.8	Starke Korrelation
über 0.8 < 1	Sehr starke Korrelation
1	Perfekte Korrelation

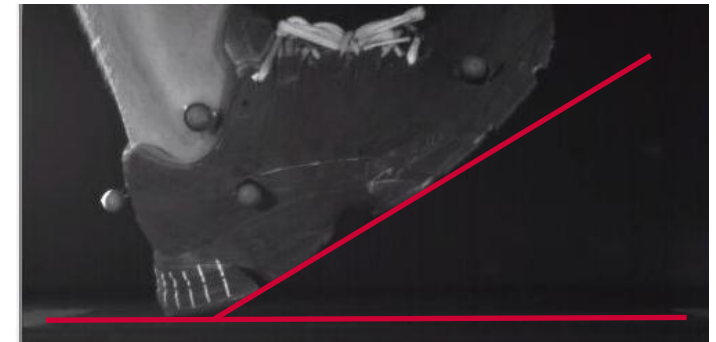
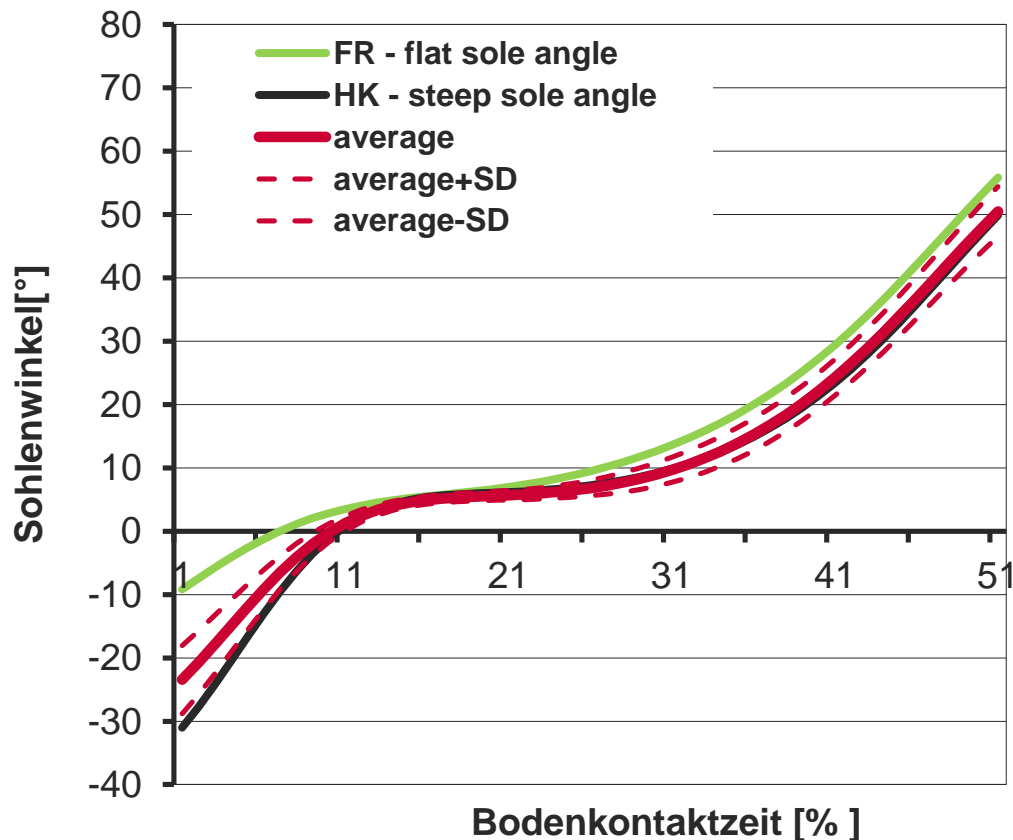
## • **Testschuh**

- adidas® Supernova Control



- **Sohlenwinkel:**  $\bar{\delta} 23^\circ \pm 5^\circ$ ; Spannweite:  $22^\circ$

→ Grosse Variabilität des Sohlenwinkels

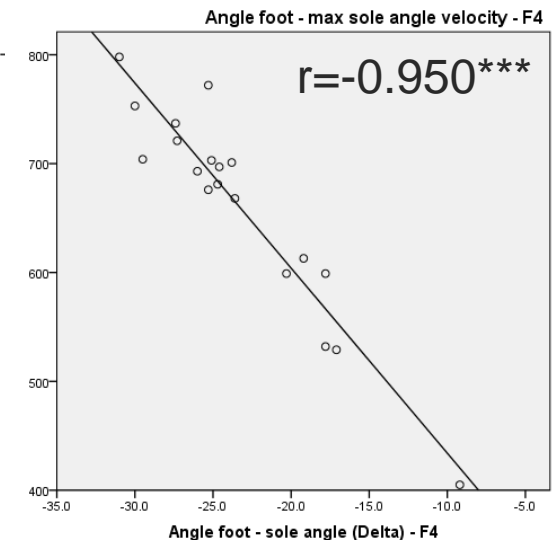
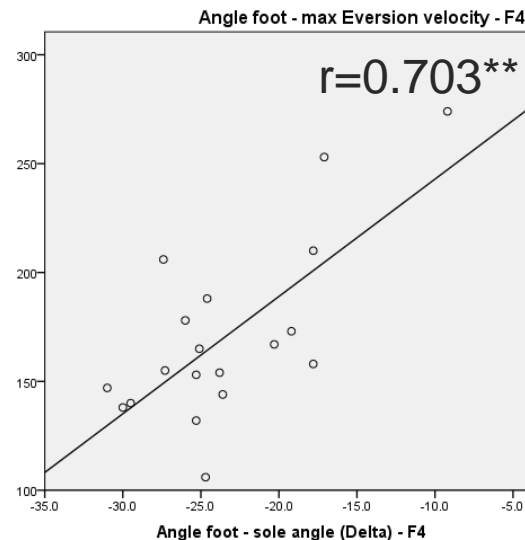
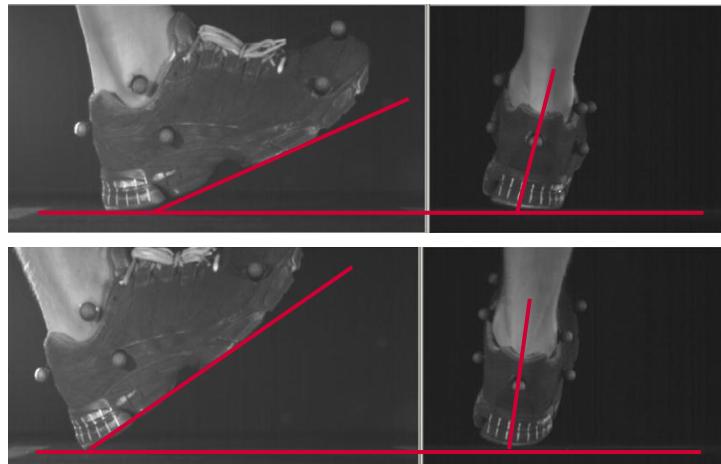
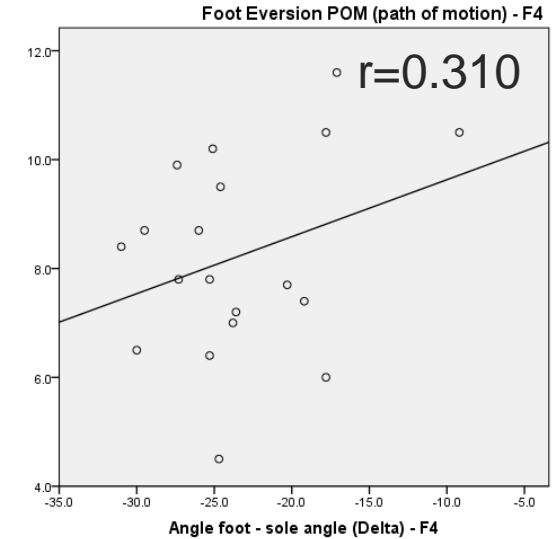
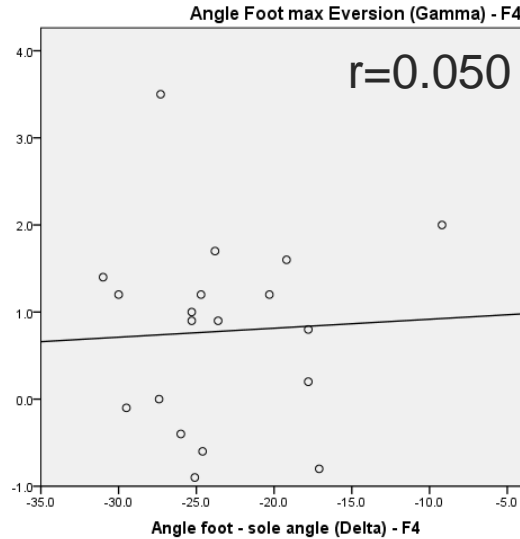


Subject HK:  $\delta_0 = -31.0^\circ$



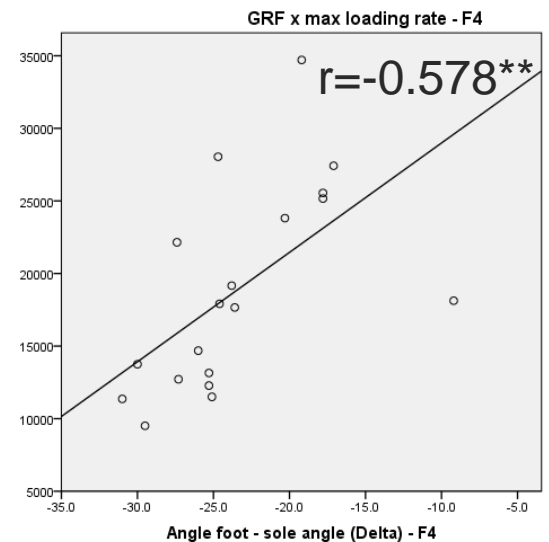
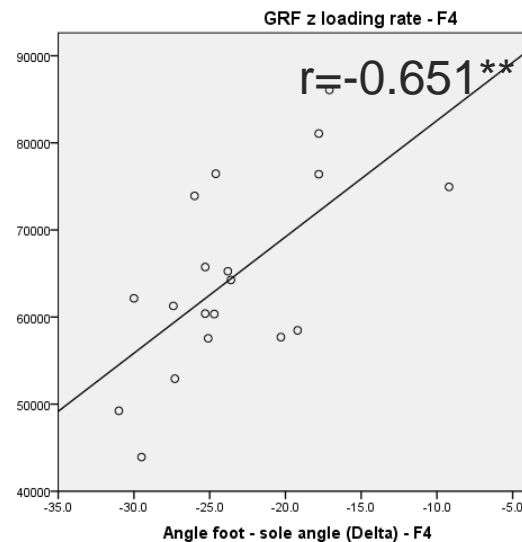
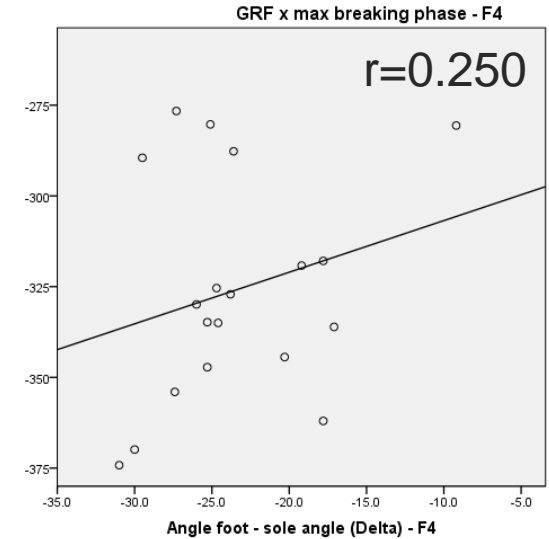
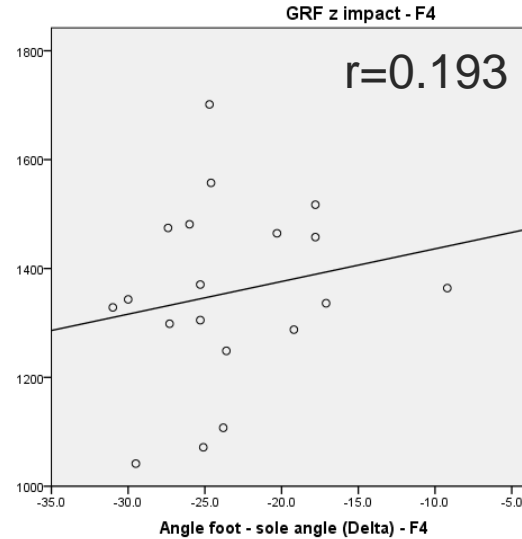
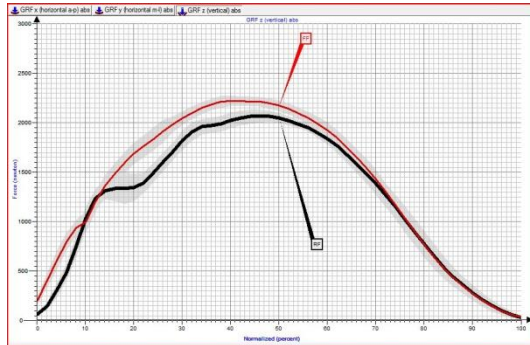
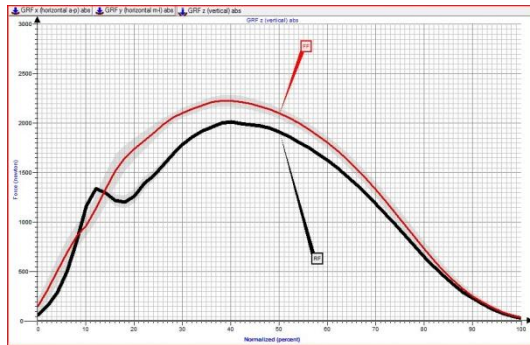
Subject FR:  $\delta_0 = -9.2^\circ$

- Steilerer Sohlenwinkel führt zu langsamerer max. Eversionsgeschwindigkeit
- Steilerer Sohlenwinkel generiert schnellere Sohlenwinkelgeschwindigkeiten

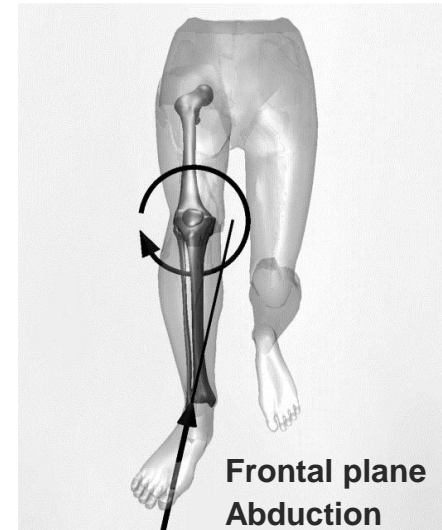
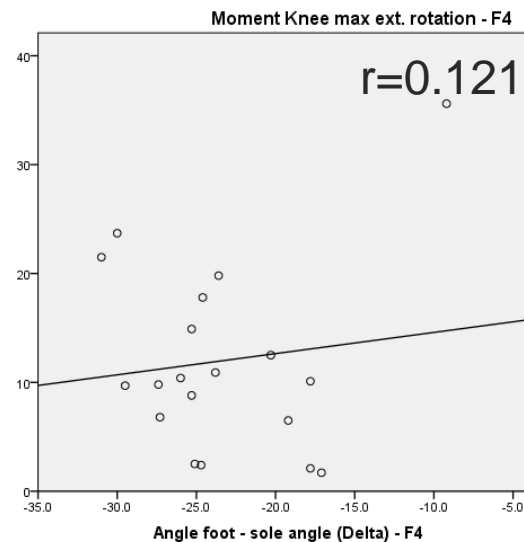
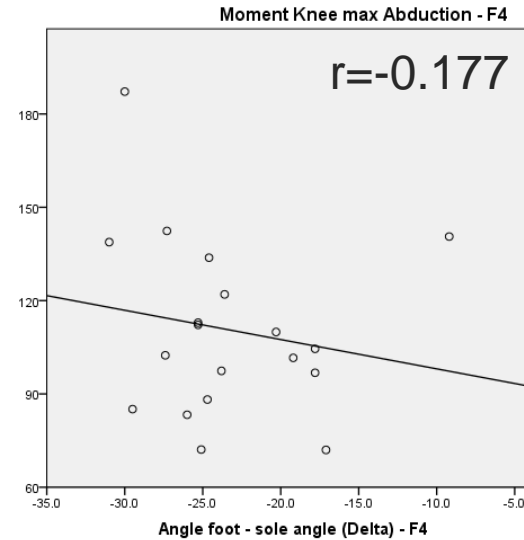




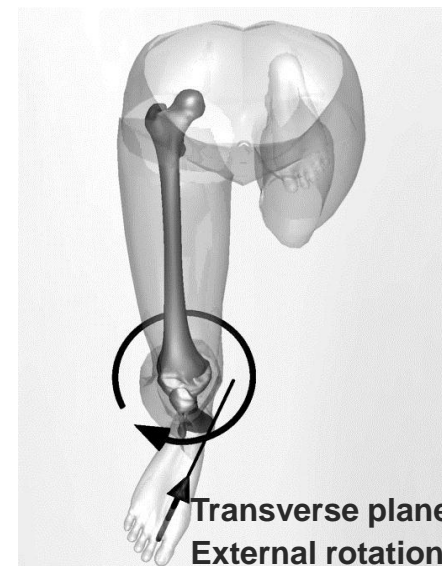
- Steilerer Sohlenwinkel bewirkt geringere vertikale und horizontale Kraftanstiegsraten



- Sohlenwinkel steht nicht in direkter Beziehung zu Kniegelenkmomenten

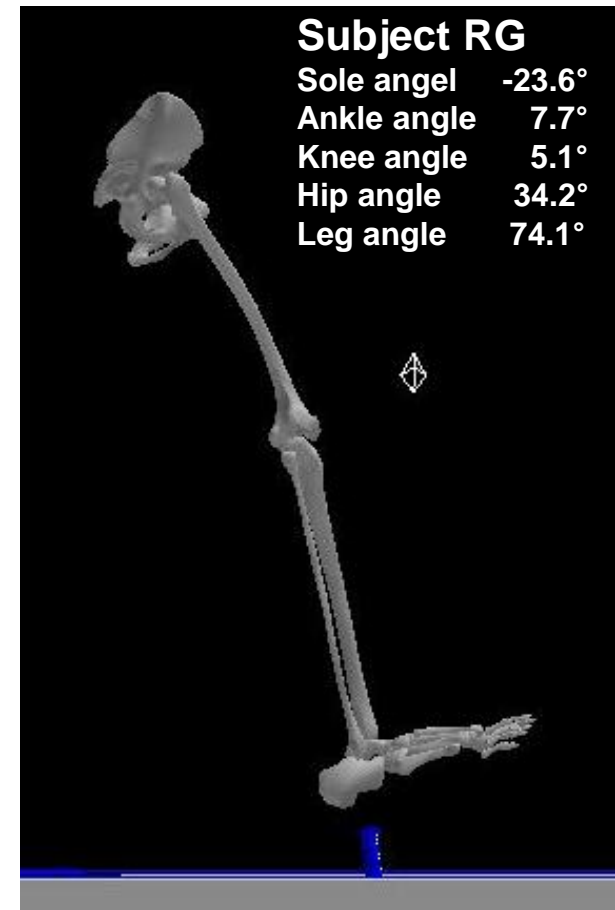
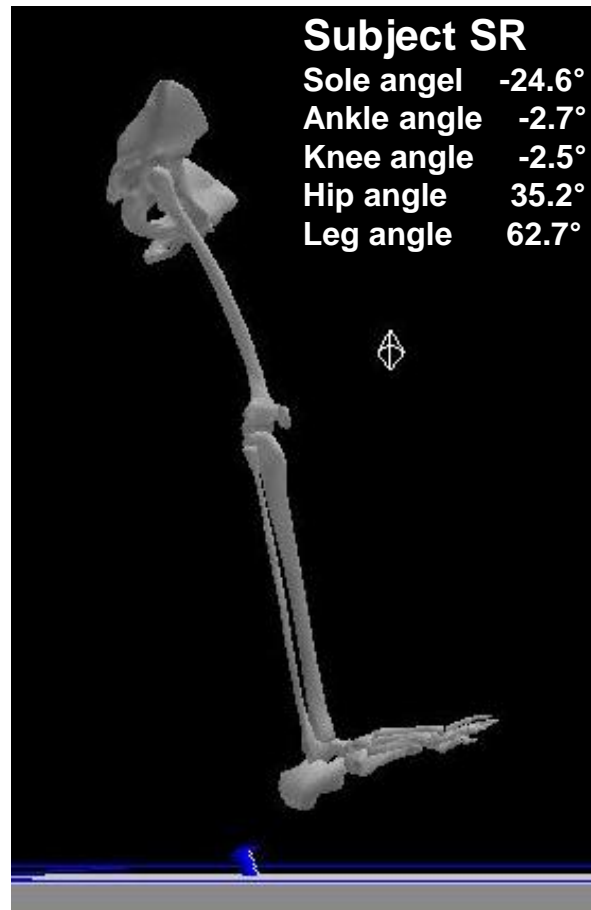
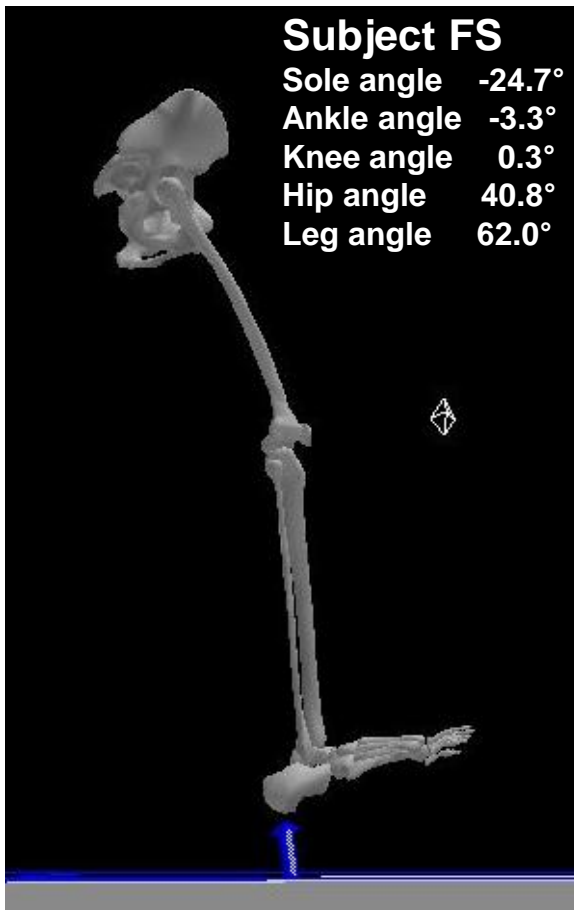


STEFANYSHYN, 2006



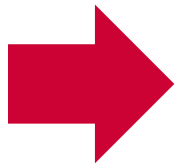
- Sohlenwinkel beeinflusst bestimmte biomechanische Risikofaktoren, die mit laufspezifischen Verletzungsmustern assoziiert werden
- Entgegengesetzt zur Arbeitshypothese führt ein flacher Sohlenwinkel nicht zu einer Reduzierung der analysierten biomechanischen Risikofaktoren
- Partiiell gegenteiligere Effekt festzustellen:
  - Max. Eversionsgeschwindigkeit (MESSIER et al., 1991; DUFFEY et al., 2000)
  - Max. vertikale Kraftanstiegsrate (MESSIER et al., 1991; DUFFEY et al., 2000)
  - Max. horizontale Kraftanstiegsrate (MESSIER et al., 1991)
- Ausschliesslich max. Sohlenwinkelgeschwindigkeit wird durch einen flachen Sohlenwinkel reduziert
  - Wissenschaftlicher Nachweis, dass max. Sohlenwinkelgeschwindigkeit zu Beschwerden im vorderen Schienbeinbereich führt, muss noch erbracht werden
- Grundsätzlich hohe Variabilität des Sohlenwinkels innerhalb der Probandengruppe

- Fallbeispiele – individuelle Anpassungsmechanismen in der Sagittalebene



Gleicher Sohlenwinkel, jedoch unterschiedlicher Sprunggelenk-, Knie-, Hüft- sowie Unterschenkelwinkel

- Ausschließliche Analyse des Sohlenwinkels scheint kein adäquater Indikator zur Anpassung des Laufstils in Bezug auf verletzungspräventive Aspekte für die analysierten biomechanischen Risikofaktoren zu sein
- Mögliche Einflussgrößen
  - Individueller Laufstil einschliesslich individueller Adaptationsmechanismen
  - Ermüdung, Muskelaktivierung einschliesslich «Muscle Tuning Concept»
  - Schrittlänge & Schrittfrequenz sowie Laufgeschwindigkeit
- Weiterführende Untersuchungen sollten die Analyse der gesamten unteren Extremitäten einschliesslich der Hüfte im Sinne einer ganzheitlichen Bewegungskette unter Einbezug von EMG-Daten berücksichtigen



**Notwendigkeit von prospektiven epidemiologischen/ ätiologischen Labor- und Feldstudien, um Einfluss der „Landekinetik“ auf die Inzidenz von laufsportspezifischen Beschwerdemustern zu eruieren**





**Vielen Dank für Ihre  
Aufmerksamkeit**

F.I. Michel, S. Campe, E. Graf, K.J. Michel

**u<sup>b</sup>**

---

**UNIVERSITÄT  
BERN**



**UNIVERSITY OF  
CALGARY**



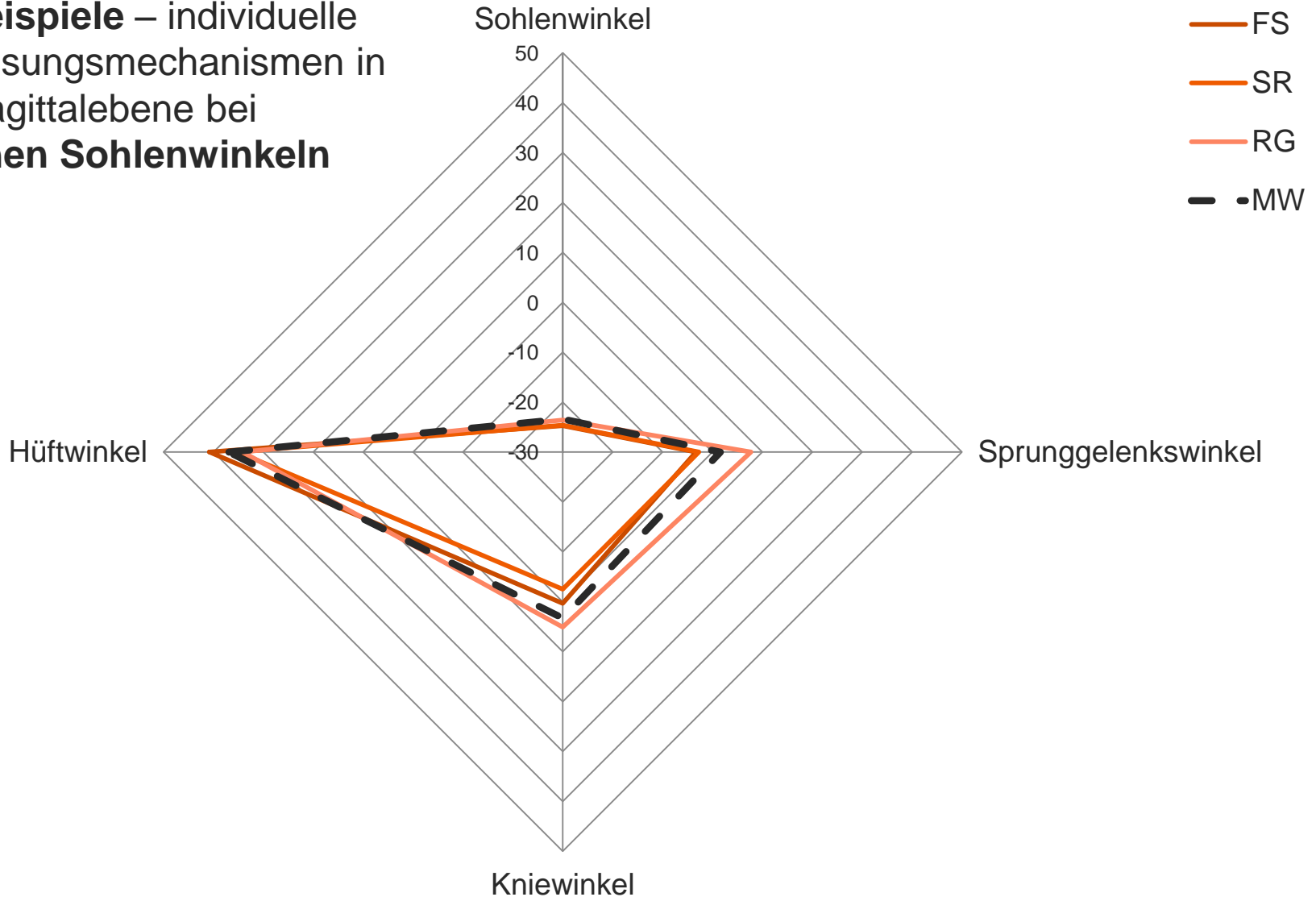
**GSE**

**FAKULTÄT FÜR GEISTES-,  
SOZIAL- UND ERZIEHUNGS-  
WISSENSCHAFTEN**

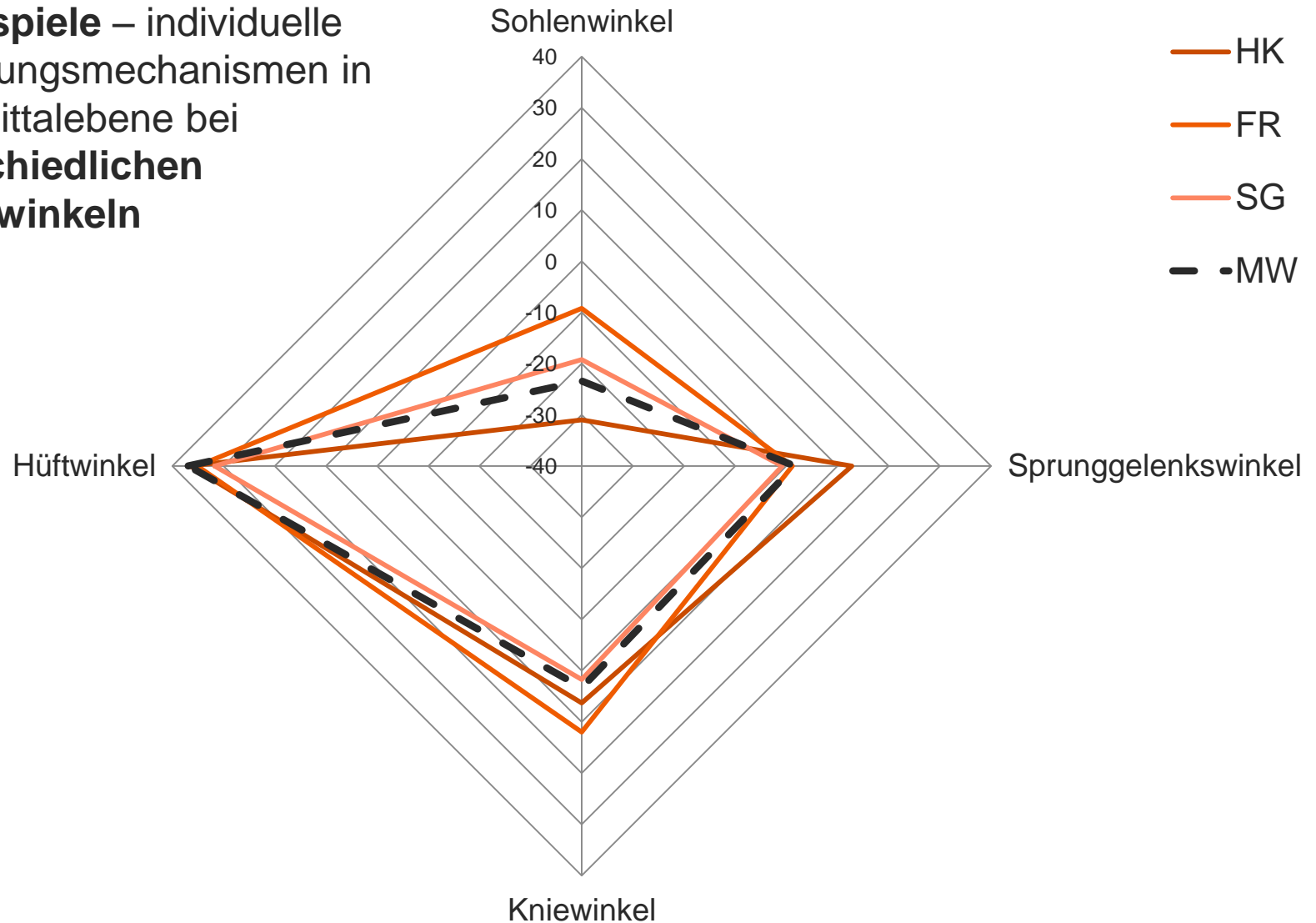
Diese Studie wurde unterstützt  
durch die adidas® AG



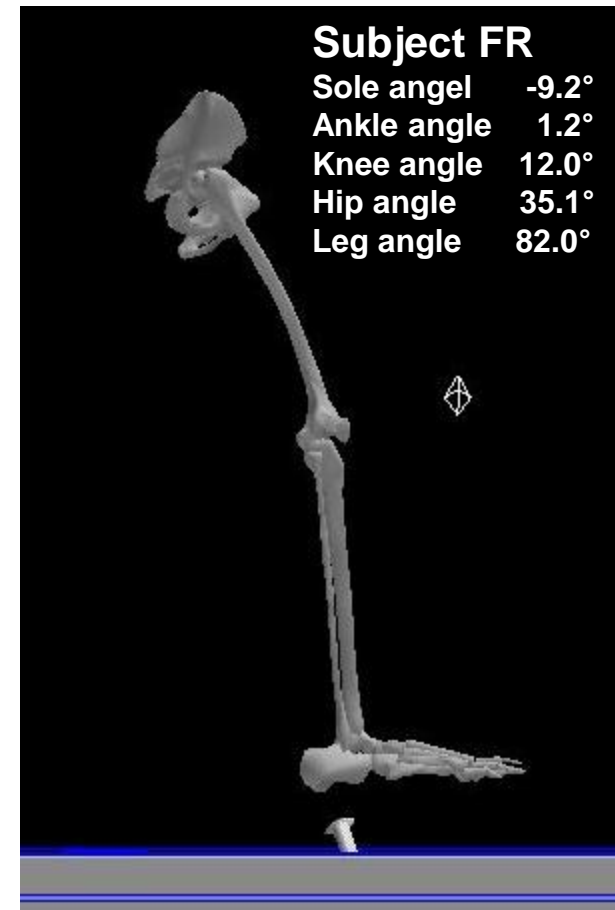
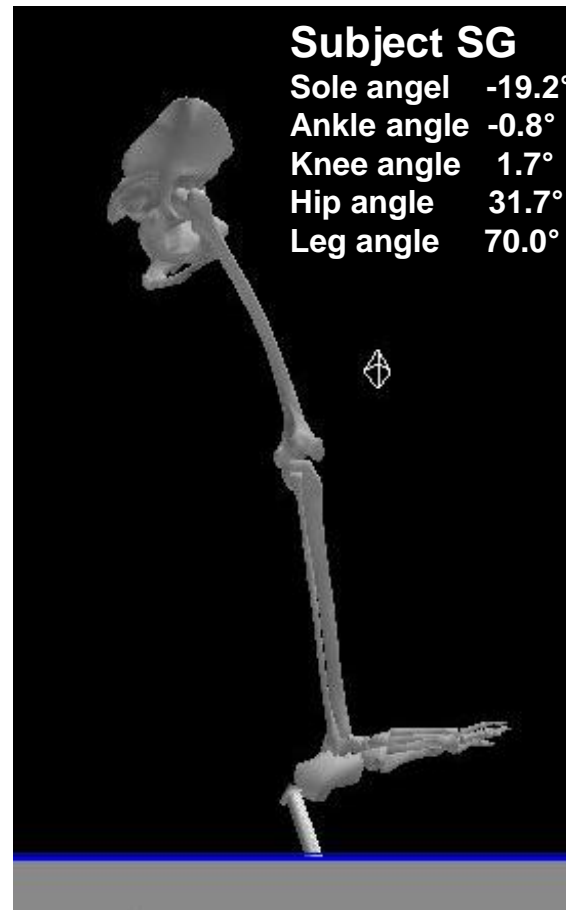
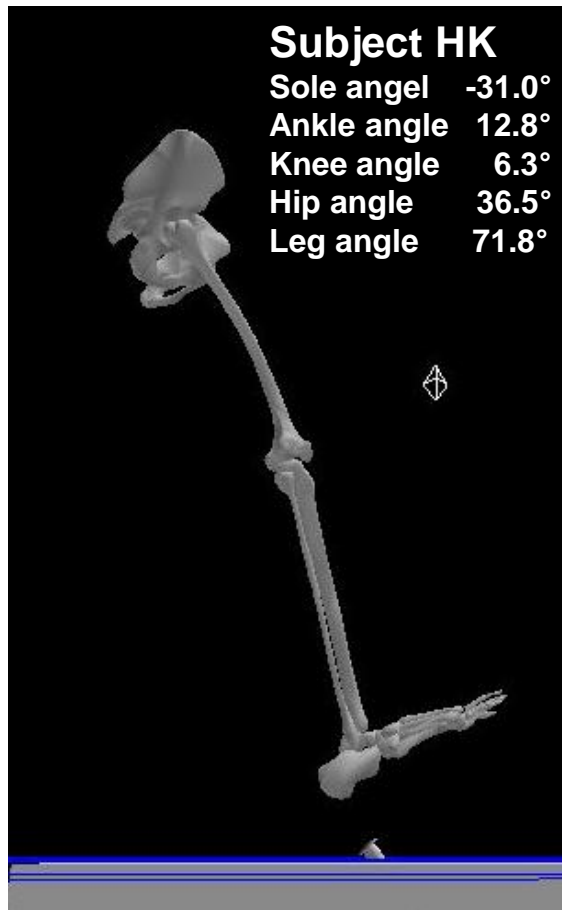
## Fallbeispiele – individuelle Anpassungsmechanismen in der Sagittalebene bei gleichen Sohlenwinkeln



## Fallbeispiele – individuelle Anpassungsmechanismen in der Sagittalebene bei unterschiedlichen Sohlenwinkeln



- Fallbeispiele – individuelle Anpassungsmechanismen in der Sagittalebene



Änderung des Sohlenwinkel führt zu Änderungen des Sprunggelenks-, Knie-, Hüft sowie Unterschenkelwinkels