

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ MULTISEGMENTÁLNÍHO MODELU CAST A OXFORD FOOT MODEL  
PŘI URČENÍ OKAMŽITÉHO EFEKTU APLIKACE ORTOPEDICKÝCH STÉLEK NA  
KINEMATIKU NOHY

Disertační práce

Autor: Mgr. Tomáš Klein

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Olomouc 2023





**Jméno a příjmení autora:** Mgr. Tomáš Klein

**Název disertační práce:** Porovnání multisegmentálního modelu CAST a Oxford Foot Model při určení okamžitého efektu aplikace ortopedických stélek na kinematiku nohy

**Školitel:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Rok obhajoby:** 2023

**Abstrakt:** Cílem práce bylo porovnat multisegmentální model založený na metodě *calibrated anatomical system technique (CAST)* a *Oxford Foot Model* při určení okamžitého efektu aplikace ortopedických stélek na kinematiku nohy ve stejné fázi chůze. Pro naplnění cíle byly zrealizovány dvě studie, ve kterých bylo hodnoceno 32 zdravých probandů (16 žen a 16 mužů;  $22,9 \pm 3,5$  roku;  $67,9 \pm 10,4$  kg;  $173,7 \pm 10,3$  cm). Kinematická data byla zaznamenána pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 s osmi kamerami. Pro ověření schopnosti multisegmentálního modelu zachytit efekt aplikace stélek na jednotlivé funkční celky nohy a k určení vhodného typu peloty pro srovnání výstupů ze dvou modelů byl v první studii zkoumán vliv mediální patní peloty a retrokapitální peloty na kinematiku nohy při chůzi. Ve frontální rovině došlo při aplikaci mediální patní peloty ke snížení everze zánoží vůči bérci po většinu stejné fáze (mezi 10–80 %), se snížením mediánu maxima everze zánoží o  $1,29^\circ$ , z čehož mohou těžit pacienti s nadměrnou pronací zánoží. Při aplikaci retrokapitální peloty došlo ke zvýšení abdukce zánoží a tarso-metatarsálního komplexu, se zvýšením mediánu maxima abdukce o  $2,19^\circ$ , což může pomoci při diagnóze vtáčení špiček. V rámci druhé studie byla porovnávána schopnost multisegmentálního modelu *CAST* a modelu *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stejné fáze chůze. Zatímco při zachycení efektu aplikace peloty na pohyb zánoží byly oba modely v dobré shodě ve všech třech anatomických rovinách, u tarso-metatarsálního komplexu panovala shoda pouze u pohybů ve frontální rovině. Nejvýznamnější efekt aplikace mediální patní peloty je očekáván ve frontální rovině při snížení, respektive zvýšení everze zánoží a tarso-metatarsálního komplexu, kde u obou segmentů zachytil multisegmentální model nohy *CAST* efekt aplikace peloty ve více případech než *Oxford Foot Model*, což z něj v tomto případě činí preferovanou volbu.

**Klíčová slova:** multisegmentální model nohy, kinematická analýza, analýza chůze, ortopedické stélky, noha, statistické parametrické mapování

Práce byla realizována v rámci projektu podpořeného Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (IGA\_FTK\_2018\_014).

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb.



**Author's first name and surname:** Mgr. Tomáš Klein

**Title of dissertation thesis:** The comparison of the ability of the CAST multi-segment foot model and the Oxford Foot Model to detect changes in foot kinematics when wearing a foot orthosis

**Supervisor:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**The year of presentation:** 2023

**Abstract:** The aim of the work was to compare the ability of a multi-segment foot model based on the calibrated anatomical system technique (CAST) method and the Oxford Foot Model to detect changes in foot kinematics during the stance phase of gait when wearing a foot orthosis. Two studies were conducted to achieve this goal, involving 32 healthy subjects (16 women and 16 men;  $22.9 \pm 3.5$  years;  $67.9 \pm 10.4$  kg;  $173.7 \pm 10.3$  cm). Foot kinematics were captured using an eight camera Vicon Vantage V5 motion capture system. The first study explored the effect of medial heel bar and retrocapital bar on foot kinematics during the stance phase of gait. The medial heel bar significantly decreased hindfoot eversion for the majority of the stance phase (between 10-80%), and decreased the median of the peak eversion by  $1.29^\circ$ , which may benefit patients with abnormal pronation. The retrocapital bar significantly increased abduction of both the hindfoot and forefoot which may benefit patients with intoeing gait. The second study examined the ability of the CAST multi-segment foot model and the Oxford Foot Model to detect the effect of medial heel bar on hindfoot to tibia and forefoot to hindfoot kinematics during the stance phase of gait. While in the hindfoot both models detected the same effect of the medial heel bar, in the forefoot the good agreement between the two models was observed only in the frontal plane. However, in the hindfoot and the forefoot frontal plane, where the main clinical effect of the heel bar would be expected, the CAST model was able to detect more unique kinematic changes than the Oxford Foot Model; therefore, would be the preferred choice in this case.

**Keywords:** multi-segment foot model, kinematics, gait analysis, foot, foot orthoses, statistical parametric mapping

The thesis was implemented within the project supported Faculty of Physical Culture of the Palacký University Olomouc (IGA\_FTK\_2018\_014).

I agree the dissertation thesis to be lent within the library service.



Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně pod vedením svého školitele, prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2023

.....



Rád bych poděkoval všem, kteří se byť jen drobným způsobem zasloužili o vypracování této práce, či byli nuceni v mé blízkosti přetrpět proces jejího vzniku. Chtěl bych poděkovat všem kolegům z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, zejména pak prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr., a Mgr. Ondřeji Laštovičkovi, Ph.D., za cenné připomínky, debaty, nápady, intenzivní spolupráci a podporu, a také nedocenitelné zkušenosti, bez kterých bych realizace této práce nebyla možná. Poděkovat bych chtěl také našim partnerům z University of Central Lancashire, kteří mi pomohli na spoustu věcí pohlédnout ze zcela odlišné perspektivy. Zvláštní poděkování za nedocenitelnou podporu a trpělivost patří mé manželce a synovi, který si během období tvorby této práce nenávratně asocioval slovo táta s mobilním telefonem. Děkuji.





## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CAST	calibrated anatomical system technique
DS1	první dvouoporová fáze
DS2	druhá dvouoporová fáze
ICC	vnitrotřídní korelační koeficient
JCS	joint coordinate system, metoda souřadného systému kloubu
RMSE	root mean squared error
SEM	standard error of measurement
SnPM	statistické neparametrické mapování
SnPM{t}	hodnota testové statistiky
SPM	statistické parametrické mapování
SS	jednooporová fáze



# OBSAH

1	ÚVOD .....	17
2	PŘEHLED POZNATKŮ .....	19
2.1	Přehled vybraných metod kinematické analýzy nohy v prostoru.....	19
2.1.1	Kinematická analýza s využitím intrakortikálních pinů .....	19
2.1.2	Kinematická analýza pomocí fluoroskopie.....	21
2.1.3	Kinematická analýza s využitím externě umístěných značek.....	22
2.2	Technické aspekty kinematické analýzy nohy v prostoru .....	23
2.2.1	Určení orientace a polohy segmentů v prostoru a čase .....	24
2.2.1.1	Přímé určení polohy a orientace segmentů v prostoru (Direct pose estimation) .....	24
2.2.1.2	Optimalizované určení polohy a orientace segmentů v prostoru se šesti stupni volnosti (Segment optimization pose estimation) .....	25
2.2.1.3	Určení polohy a orientace segmentu v prostoru s předdefinovaným pohybem v kloubu (Global optimization, Inverse kinematics) .....	25
2.2.2	Výpočet relativních úhlů mezi segmenty .....	26
2.2.2.1	Cardan-Eulerovy úhly (Cardan-Euler angles) .....	26
2.2.2.2	Metoda souřadného systému kloubu (Joint coordinate system) .....	27
2.2.2.3	Helické úhly (Helical angles) .....	28
2.2.3	Chyba pohybu měkké tkáně (Soft tissue artefact) .....	29
2.2.3.1	Chyba pohybu měkké tkáně v oblasti kyčelního a kolenního kloubu.....	30
2.2.3.2	Chyba pohybu měkké tkáně v oblasti kotníku a nohy .....	31
2.2.3.3	Způsoby kompenzace chyby pohybu měkké tkáně .....	34
2.3	Kinematické modelování nohy .....	37
2.3.1	Kinematické modelování nohy v rovině .....	37
2.3.2	Kinematické modelování nohy v prostoru .....	38
2.4	Calibrated anatomical system technique .....	41
2.5	Oxford Foot Model .....	42
2.5.1	Etiologie modelu .....	42

2.5.2	Definice souřadných systémů segmentů .....	43
2.5.2.1	Segment palce .....	44
2.5.3	Výpočet relativních úhlů mezi segmenty .....	45
2.5.4	Reliabilita Oxford Foot Model .....	46
2.5.5	Klinické využití modelu .....	47
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	50
3.1	Cíle práce .....	50
3.2	Výzkumné hypotézy .....	50
4	METODIKA VÝZKUMU .....	53
4.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	53
4.2	Postup měření.....	53
4.3	Zpracování a analýza dat.....	57
4.3.1	Specifika zpracování a analýzy dat studie 1 .....	58
4.3.2	Specifika zpracování a analýzy dat studie 2 .....	58
5	VÝSLEDKY .....	62
5.1	Studie 1.....	62
5.1.1	Vliv aplikace pelot na maximální úhlové hodnoty everze a abdukce.....	62
5.1.2	Vliv aplikace pelot na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze .....	63
5.1.3	Vliv mediální patní peloty na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze (Hypotéza 1) .....	66
5.1.4	Vliv retrokapitální peloty na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze (Hypotéza 2) .....	73
5.2	Studie 2.....	80
5.2.1	Celkové porovnání modelů <i>CAST</i> a <i>Oxford Foot Model</i> (Hypotéza 3, Hypotéza 4).....	80
5.2.2	Porovnání schopnosti modelů <i>CAST</i> a <i>Oxford Foot Model</i> zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na segment zánoží .....	82
5.2.3	Porovnání schopnosti modelů <i>CAST</i> a <i>Oxford Foot Model</i> zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na segment tarso-metatarsálního komplexu.....	85

6	DISKUZE.....	89
7	ZÁVĚRY.....	98
8	SOUHRN.....	99
9	SUMMARY.....	101
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	103
11	PŘÍLOHY.....	127
11.1	Příloha 1. Vyjádření etické komise.....	127
11.2	Příloha 2. Informovaný souhlas.....	128



# 1 ÚVOD

Lidská noha je relativně složitá struktura složená z 26 kostí, 33 kloubních spojení a přibližně 100 ligament. Tato komplexnost umožňuje noze přirozeně plnit funkci hlavní mechanické opory lidského těla při bipedální lokomoci na površích různého typu a členitosti. Složitá struktura, která noze umožňuje adaptaci na různé vnější podněty, zároveň vytváří podmínky pro množství kongenitálních či získaných deformit, které mohou postiženého jedince zásadně omezit v běžném každodenním pohybu. Pro jejich prevenci, kompenzaci, či léčbu je v první řadě potřeba pochopit funkční specifika jednotlivých segmentů a jejich interakci při daném pohybu zdravé nohy, identifikovat funkční podstatu problému u nohy s deformitou a následně navrhnout, aplikovat a ověřit způsob řešení, kterým může být např. cvičení, aplikace ortopedických stélek nebo chirurgický zákrok.

Jednou z exaktních metod využívaných pro prostorovou analýzu pohybu lidského těla a jeho částí je sledování pohybu pomocí kamerových systémů snímajících pozici reflexních značek na základě odrazu světla v úzce vymezené oblasti světelného spektra (nejčastěji infračervené), tzv. *motion capture* systémů. Přesnost a spolehlivost snímání pohybu pomocí takového systému závisí na vhodném umístění reflexních značek na sledovaný segment, což je v oblasti nohy velmi komplikované. Při analýze pohybu je na tělo probanda umístěn soubor reflexních značek, který odpovídá zvolenému biomechanickému modelu pro výpočet požadovaných výstupních proměnných. Zpočátku byl model nohy integrální součástí skupiny modelů dolních končetin (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1989, 1990; Ounpuu et al., 1991), později známých pod společným názvem *Conventional Gait Model*, kde noha byla modelována jako jediný segment znázorněný vektorem. S technologickým pokrokem přinášejícím možnost použít více reflexních značek se objevily modely pracující s nohou jako s plnohodnotným segmentem, jehož pohyb vůči bérce lze v prostoru bez omezení sledovat. Pro popsání a pochopení funkčních vlastností nohy během pohybu však bylo nezbytné zachytit i pohyb jednotlivých částí v rámci nohy samotné (Hunt et al., 2001; Phan et al., 2019). To umožnil vznik multisegmentálních modelů nohy, které tento požadavek s různou mírou přesnosti dokázaly splnit.

Mezi oblastmi, kde může mít nedostatečná rozlišovací schopnost modelu dopad na interpretaci do klinické praxe, patří posuzování efektu aplikace ortopedických stélek. V minulosti byly k hodnocení účinku stélek využívány jednoduché jednovektorové modely nohy (Nester et al., 2001, 2003), avšak vzhledem k lokálnímu účinku některých ortotických prvků může využití multisegmentálních modelů přinést novou, klinicky relevantnější informaci.

V současnosti lze ve vědecké literatuře nalézt řadu multisegmentálních modelů, od modelů dělicích nohu na dva nezávislé segmenty až po modely sledující 26 samostatných

segmentů (Oosterwaal et al., 2016). Volba správného modelu vždy závisí na účelu jeho použití a vytyčeném cíli, kdy větší počet sledovaných segmentů automaticky nepředjímá lepší výsledek. Jedním z aktuálně nejpoužívanějších multisegmentálních modelů nohy je *Oxford Foot Model* (Carson et al., 2001; Stebbins et al., 2006), který je typický standardizovaným umístěním reflexních značek. Alternativním konceptem je pak multisegmentální model nohy postavený na konceptu *calibrated anatomical system technique* (Cappozzo et al., 1995), který umožňuje určitou míru volnosti při umístění značek pro sledování pohybu, a to s ohledem na maximální relevanci vzhledem k aktuálnímu výzkumnému či klinickému cíli. Přes podobné dělení nohy na jednotlivé segmenty jsou jejich souřadné systémy u každého modelu definovány rozdílně a liší se i počet a umístění značek pro sledování pohybu.

Existence těchto rozdílů přináší potřebu ověřit, zdali a jak moc se výstupy z obou modelů liší. Vzhledem k využití multisegmentálních modelů nohy k diagnostice, preskripci léčby, či hodnocení efektu aplikace různých pomůcek, včetně ortopedických stélek, může mít informace o případném nesouladu výstupů různých modelů při hodnocení pohybu segmentů nohy závažný dopad na interpretování výsledků a jejich využívání v klinické praxi.



## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Přehled vybraných metod kinematické analýzy nohy v prostoru

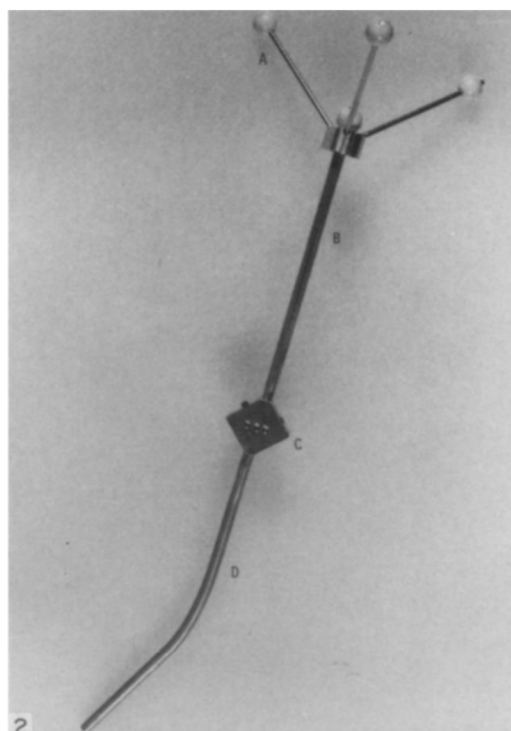
Noha je strukturálně složitá část dolní končetiny umístěná distálně od hlezenního kloubu, složená z 26 kostí tvořících 33 kloubních spojení. Malé rozměry, vzájemná blízkost jednotlivých kostí a špatná dostupnost některých struktur neinvazivními metodami výrazně komplikují možnosti hodnocení pohybu nohy v prostoru.

#### 2.1.1 Kinematická analýza s využitím intrakortikálních pinů

Jednou z metod umožňujících sledování pohybu individuálních kostních struktur nohy v prostoru je zavedení intrakortikálních pinů, tedy šroubů, které jsou po provedení lokální anestezie upevněny přímo do struktury kostní tkáně (Lafortune et al., 1992). Na vnější straně intrakortikálních pinů je upevněna sestava minimálně tří reflexních značek pro sledování pohybu v prostoru pomocí optoelektronického kinematického systému (Obrázek 1).

#### Obrázek 1

*Příklad femorálního intrakortikálního pinu s reflexními značkami*



*Poznámka.* Převzato a upraveno z Lafortune et al. (1992, str. 350).

Hlavní výhodou této metody je schopnost sledovat pohyby konkrétních kostí bez zkreslení způsobeného pohybem měkkých tkání, které je typické pro metodu využívající

umístění reflexních značek na pokožce (Ramsey & Wretenberg, 1999). Reflexní značky umístěné externě mají proti metodě využití intrakortikálních pinů tendenci rozsah pohybu nadhodnotit (Reinschmidt et al., 1997; Westblad et al., 2002), či podhodnotit (Fiorentino et al., 2017, 2020; Nester et al., 2007) v závislosti na sledovaném segmentu a pohybové úloze. Nevýhodou je invazivní povaha, při níž dochází k narušení živé tkáně, s čímž je spojená nutnost lokální anestezie (Obrázek 2). To může způsobit ovlivnění přirozeného pohybového stereotypu, které ovšem nebylo experimentálně potvrzeno (Maiwald et al., 2017; Reinschmidt, van den Bogert, Lundberg, et al., 1997). Díky invazivní povaze není aplikace intrakortikálních pinů vhodná pro široké využití a smysl dává pouze ve specifických případech.

## Obrázek 2

*Příklad aplikace intrakortikálních pinů s reflexními značkami na segment nohy*



*Poznámka.* Převzato a upraveno z Maiwald et al. (2017).

Studie s aplikací intrakortikálních pinů popisují pouze jednotky probandů, což je spojeno s vysokou variabilitou zjištěných výsledných hodnot. Wolf et al. (2008) pomocí této metody identifikoval jednotlivé funkční celky nohy při chůzi, tyto informace byly následně využity při tvorbě kinematických modelů založených na externích reflexních značkách umístěných na pokožce (Leardini et al., 2021). Externí reflexní značky se zpravidla umísťují buď přímo na pokožku, nebo na pevné podkladové destičky, tzv. pevné klastry. Zatímco kinematické výstupy získané pomocí značek umístěných na pokožce a na pevných klastrech vykázaly při srovnání dobrou míru shody, rozdíly mezi kinematickými výstupy při použití externích značek a intrakortikálních pinů byly výrazné a individuálně nekonzistentní (Nester et al., 2007). Liu et al. (2012) pomocí této metody popsal vliv antipronačních ortopedických stélek na vzájemné pohyby kalkaneu, talu a tibie při chůzi, Arndt et al. (2007) vzájemné pohyby kostních struktur bérce a nohy při běhu a Stacoff et al. (2000) vliv ortopedických stélek s mediální pelotou na míru everze kalkaneu a vnitřní rotace tibie při běhu. Metoda intrakortikálních pinů byla využita i při posuzování vlivu změny mechanických vlastností podešve obuvi na

kinematiku nohy (Arndt et al., 2013). Možností, jak se vyvarovat potenciálních rizik při aplikaci této metody na živou tkáň, je analýza pohybu nohy při využití kadáverů (McKearney et al., 2019; Okita et al., 2009, 2013; Saito et al., 2019), nicméně in vitro přístup s sebou přináší nové problémy v podobě odlišných vlastností neživé tkáně a mechanicky simulovaného pohybu.

### **2.1.2 Kinematická analýza pomocí fluoroskopie**

Alternativní nepoměrně méně invazivní metodou je fluoroskopie, která pomocí rentgenového záření umožňuje zachytit pohyb vnitřních tělesných struktur ve zvolené rovině v reálném čase. V minulosti byly pro účely využití této metody aplikovány kontrastní značky umístěné na kostní struktury při aplikaci lokální anestezie (Lundberg, Goldie, et al., 1989), ale s technologickým pokrokem přinášejícím lepší možnosti zobrazení tato praxe významně ustoupila. Fluoroskopie byla využita například k popsání pohybů v kloubech kotníku a nohy postupně v sagitální (Lundberg, Goldie, et al., 1989), frontální (Lundberg, Svensson, Bylund, Goldie, et al., 1989) a transverzální (Lundberg, Svensson, Bylund, & Selvik, 1989) rovině či porovnání pohybů kotníku u zdravé končetiny a u končetiny s totální endoprotézou (Komistek et al., 2000). Pomocí této metody byl také zkoumán pohyb značek umístěných na pokožce vzhledem k pohybu kostních struktur, které mají sledovat (Wrbaškić & Dowling, 2007), či pohyb mediálního oblouku podélné klenby nožní u zdravých probandů a probandů trpících plantární fascitidou při chůzi (Wearing et al., 2004).

Technologicky pokročilejší verzí této metody je biplanární fluoroskopie, která díky současnému snímání stejného pole ze dvou různých úhlů (Kedgley & Jenkyn, 2009) pomocí rentgenového záření umožňuje prostorovou rekonstrukci pohybu vnitřních tělesných struktur. Metoda biplanární fluoroskopie je pro sledování prostorového pohybu kostěných struktur využívána dvěma odlišnými způsoby: invazivně pomocí sledování pohybu tantalových značek implantovaných do kosti a neinvazivně pomocí porovnání 3D modelu kosti získaného užitím výpočetní tomografie, či magnetické rezonance se snímky biplanární fluoroskopie. Vzhledem ke srovnatelné přesnosti obou metod bylo doporučeno využívat techniku neinvazivní povahy (Cross et al., 2017). Kombinace neinvazivní povahy a přesnosti biplanární fluoroskopie byla využita například k popsání pohybu v hlezenním a subtalárním kloubu při chůzi (de Asla et al., 2006; McHenry et al., 2015). Využitím této metody bylo také ověřeno, že statické vyšetření postury nohy a poklesu navikulární kosti není dobrým prediktorem funkčního poklesu navikulární kosti při běhu (Hoffman et al., 2015). Peltz et al. (2014) použila biplanární fluoroskopii ke sledování pohybů v tibiotalárním a subtalárním kloubu při běhu v různých typech obuvi. Z výsledků vyplývá, že rozdílné koncepty obuvi mají na kinematiku zmíněných kloubů menší vliv než faktor běhu v obuvi oproti běhu naboso. Balsdon et al. (2019) pomocí této metody popsal omezení pohybu mediálního oblouku podélné klenby při použití ortopedických stélek při chůzi.

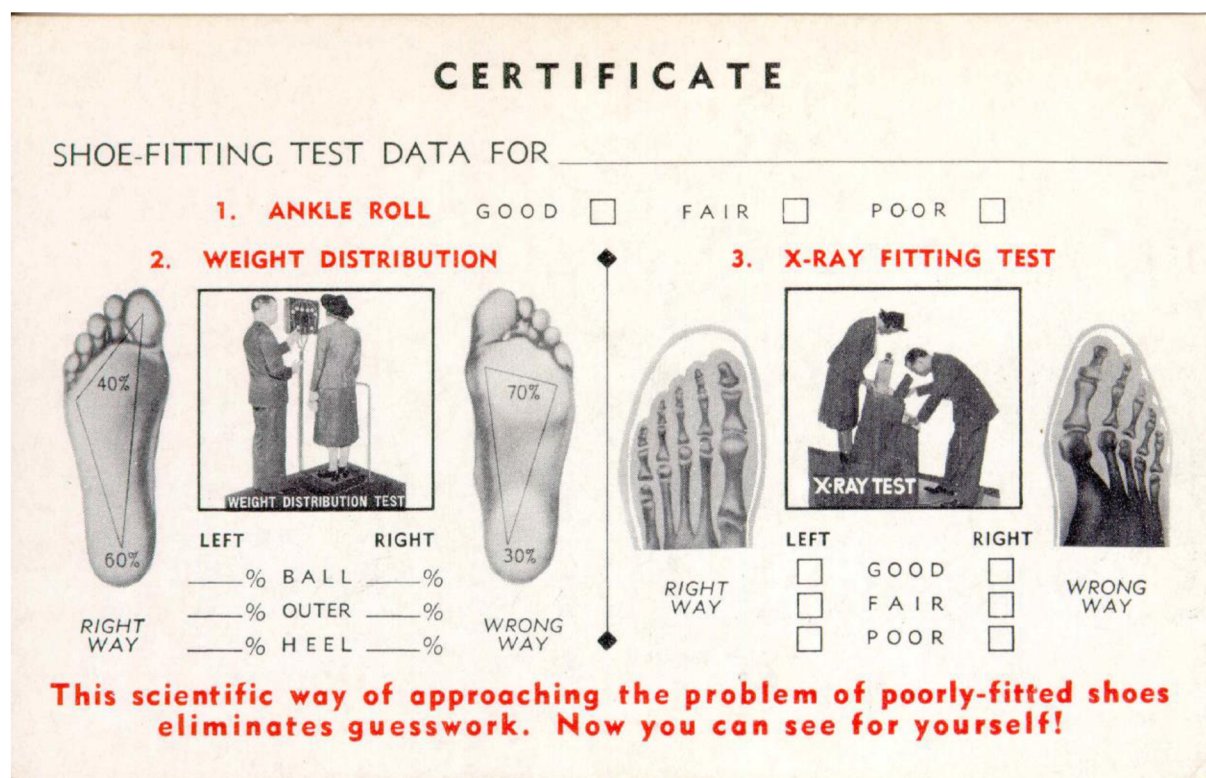
Mezi hlavní výhody biplanární fluoroskopie patří přesnost při analýze pohybu kostěných struktur, které jsou sledovány napřímo bez zkreslení způsobeného pohybem měkké tkáně, jako je tomu v případě optoelektronických systémů sledujících reflexní značky umístěné na pokožce. Za nevýhodu naopak můžeme považovat skutečnost, že biplanární fluoroskopie jako relativně nová metoda nemá pevně stanovené standardy pro definici lokálních souřadných systémů a pro metodu výpočtu kinematických proměnných, což komplikuje možnost přímého porovnání výstupů mezi různými studii (Lenz et al., 2021). Relativní nevýhodou jsou vysoké pořizovací a provozní náklady zobrazovacího zařízení, vysoké nároky na odbornou kvalifikaci obsluhy, omezená velikost snímaného prostoru a omezení měřicího protokolu plynoucí z rizika vzniku zdravotních komplikací v důsledku ozáření. Zajímavostí zůstává, že potenciální vliv radiace na lidské zdraví nebyl po dlouhou dobu brán příliš vážně, přestože první varování a zdravotní problémy byly zdokumentovány již na sklonku 19. století, kdy se metoda začala využívat (DiSantis, 1986; Duffin & Hayter, 2000). V první polovině 20. století byla rentgenová fluoroskopie běžně využívána v komerční sféře, např. v obchodech s obuví, kde si pomocí této metody mohl zákazník ověřit, zda vybraná obuv respektuje tvar jeho nohy a nepůsobí deformačně na měkké či pevné struktury nohy (Obrázek 3). Větší pozornosti se vlivu fluoroskopie na zdraví dostalo až v 50. letech 20. století (Dyson, 1956; Kopp, 1957; Lewis & Caplan, 1950), kdy již bylo v Americe a Evropě instalováno kolem 14 000 zařízení (Duffin & Hayter, 2000). Ta však z prodejen postupně vymizela až během 60. let ve Spojených státech amerických a během 70. let ve Velké Británii a v Kanadě.

### **2.1.3 Kinematická analýza s využitím externě umístěných značek**

Kinematiku nohy je možné hodnotit také snímáním pozice pasivních či aktivních značek umístěných na pokožce, oblečení či obuvi příslušným kamerovým systémem. Technologie aktivních značek je přitom vhodná pouze ve specifických případech a pro sledování pohybu struktur nohy v prostoru se běžně nepoužívá. Naopak kinematická analýza nohy, která využívá snímání pasivních reflexních značek kamerovým systémem s infračerveným či blízkým infračerveným přísvitem, je díky své relativní dostupnosti, jednoduchosti použití a neinvazivní povaze rozšířenou a populární metodou, která je využita i ve výzkumné části této disertační práce.

### Obrázek 3

Příklad komerčního využití fluoroskopie při prodeji obuvi



*Poznámka.* [Shoe-fitting fluoroscope shoecard]. Převzato z Museum of Radiation and Radioactivity (<https://www.orau.org/health-physics-museum/collection/shoe-fitting-fluoroscope>).

## 2.2 Technické aspekty kinematické analýzy nohy v prostoru

Přesnost a vzájemná porovnatelnost kinematických výstupů při hodnocení pohybu nohy závisí na řadě předpokladů a rozhodnutí přijatých během sběru a zpracování dat. Základním předpokladem pro sledování vzájemného pohybu jednotlivých segmentů a výpočet zvolených kinematických parametrů je předpoklad rigidní povahy každého segmentu. U segmentu nohy zpravidla není snahou zachytit pohyb všech 26 kostí individuálně, což by bylo výpočetně a anatomicky zbytečně složité, ale naopak je usilováno o maximální zjednodušení při zachování požadované přesnosti a rozsahu získaných informací v závislosti na cílech měření. Proto jsou jednotlivé kosti seskupovány do logických funkčních celků – segmentů, jejichž pohyb se sleduje. Volba podoby těchto segmentů složených ze dvou a více samostatných kostí je při aplikaci předpokladu rigidity segmentu zdrojem chyby při snaze zachytit pohyb nohy v prostoru. S volbou podoby segmentu je spojena volba místa pro umístění reflexních značek na pokožce. Pokožka a pod ní se nacházející měkké tkáně se

pohybují v jiném rozsahu než kostní struktury definující segment. To je zdrojem tzv. chyby (artefaktu) pohybu měkké tkáně zvané *soft tissue artifact*. Důležitým faktorem je i schopnost správného a opakovaně spolehlivého umístění reflexních značek na příslušné anatomické prominence. Bylo zjištěno, že výzkumníci s delší praxí dosahují vyšší úrovně reliability umístění značek než jejich méně zkušené kolegyně (Sinclair et al., 2014). Výsledná podoba kinematických výstupů závisí rovněž na metodě určení polohy a orientace segmentů v prostoru a čase a v případě výpočtu úhlových parametrů na zvolené metodě výpočtu relativních úhlů mezi segmenty. Na kvalitu kinematických výstupů má vliv také technologická vyspělost a vlastnosti použitého optoelektronického systému. Nicméně vzhledem k chybám velikosti nižších desetin milimetru, které současné systémy produkují, je jejich vliv na velikost výsledné chyby výstupu kinematické analýzy prakticky zanedbatelný (Tabulka 1).

## Tabulka 1

*Přesnost systému Vicon Vantage V5 při sledování pohybu rigidního tělesa v prostoru*

Počet zaznamenaných snímků	62 525
Referenční hodnota – délka měřené hůlky (mm)	320,880
Průměrná naměřená délka hůlky (mm)	320,887
Rozdíl mezi referenční a naměřenou hodnotou (mm)	0,017
Směrodatná odchylka měření (mm)	0,321
Root Mean Squared Error (mm)	0,324

*Poznámka.* Testování proběhlo dle normy ASTM E3064 (Standard Test Method for Evaluating the Performance of Optical Tracking Systems that Measure Six Degrees of Freedom (6DOF) Pose). Data nebyla filtrována ani jinak upravena. Hodnoty převzaty z <https://www.vicon.com/support/faqs/?q=how-accurate-precise-are-your-systems>.

### 2.2.1 Určení orientace a polohy segmentů v prostoru a čase

#### 2.2.1.1 Přímé určení polohy a orientace segmentů v prostoru (*Direct pose estimation*)

Tato metoda je základem tzv. hierarchických modelů (Apkarian et al., 1989; Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990), kdy jsou jednotlivé segmenty vzájemně propojeny. Souřadné systémy segmentů jsou určeny stejnými algoritmy a na základě stejných reflexních značek u statického kalibračního pokusu i u pokusů dynamických, tedy na každém snímku každého pokusu musí být snímány vždy všechny reflexní značky. Souřadné systémy segmentů jsou definovány pouze třemi značkami, tedy při ztrátě signálu jedné značky nemůže být souřadný systém segmentu dopočítán. Tato metoda počítá s absolutní rigiditou segmentu a nedisponuje žádným mechanismem pro redukci chyby pohybu měkké tkáně. Souřadné systémy distálních segmentů jsou definovány pomocí segmentů proximálních, tedy pokud nelze zrekonstruovat



souřadný systém jednoho segmentu, není možné zrekonstruovat ani souřadné systémy segmentů od něj distálně umístěných (Robertson et al., 2014). Díky tomuto principu postupuje stejným způsobem, tedy od proximálního k distálnímu segmentu, i propagace chyb vzniklých například špatným umístěním reflexních značek či v důsledku pohybu a deformace měkké tkáně. Za další omezení této metody lze považovat sdílení stejného virtuálního středu kloubu dvěma souřadnými systémy segmentů proximálně i distálně od něj se nacházejících. Toto propojení v důsledku neumožňuje sledovat translaci, ale pouze rotaci v kloubu, tedy sledovat pohyb segmentu se třemi stupni volnosti.

#### 2.2.1.2 *Optimalizované určení polohy a orientace segmentů v prostoru se šesti stupni volnosti (Segment optimization pose estimation)*

Při použití metody sledování pohybu segmentů se šesti stupni volnosti se neuvažuje vzájemné propojení jednotlivých segmentů, ale na každý segment je pohlíženo jako na zcela nezávislý, což umožňuje hodnotit rotaci i translaci v sledovaném kloubu. Na každém segmentu musí být umístěny alespoň tři reflexní značky pro sledování pohybu, které mohou, ale nutně nemusí být odlišné od anatomických značek definujících souřadný systém segmentu (Robertson et al., 2014). Použití odlišných anatomických a sledovacích značek pak poskytuje větší svobodu umístění značek pro optimalizaci sledování pohybu segmentu a redukci chyby pohybu měkké tkáně. Rozmístění značek po celé ploše segmentu do oblastí s minimálním pohybem měkké tkáně vůči kostním strukturám významně pomáhá omezit tento typ chyby (Cappozzo et al., 1996). Druhým způsobem, jakým tato metoda redukuje míru chyby pohybu měkké tkáně, je kompenzace změny vzájemné polohy značek pomocí metody nejmenších čtverců (Cappello et al., 1996; Challis, 1995; Spoor & Veldpaus, 1980; Veldpaus et al., 1988). Přítomnost anatomických značek je navíc vyžadována pouze u statického kalibračního snímku. Dle Cappozzo et al. (1997) jsou pro sledování pohybu segmentu optimální čtyři sledovací značky neležící na jedné přímce, přičemž jejich umístění či neumístění v jedné rovině nehraje zásadní roli.

#### 2.2.1.3 *Určení polohy a orientace segmentu v prostoru s předdefinovaným pohybem v kloubu (Global optimization, Inverse kinematics)*

Při použití této metody jsou na model aplikovány restriktce pohybu mezi segmenty, které mají simulovat fyziologický pohyb v kloubu. Pomocí metody nejmenších čtverců je nalezena nejlepší shoda mezi rekonstrukcí souřadných systémů segmentů na základě naměřených dat a na základě předpokladu použitého modelu (Robertson et al., 2014). Metoda *global optimization* je ve své podstatě rozšířením metody *segment optimization pose estimation*, protože pokud by všechny klouby v hierarchii byly definovány se šesti stupni volnosti, tak by výstupy obou metod byly ekvivalentní. Smyslem vzniku této metody byla snaha o omezení

chyby pohybu měkké tkáně. Jelikož velikost chyby v důsledku pohybu měkké tkáně se liší segment od segmentu (Cappozzo et al., 1996; Fiorentino et al., 2020; Nester et al., 2007), je při rekonstrukci segmentům s vyšší kvantifikovanou mírou chyby měkké tkáně přiznána menší váha (Lu & O'Connor, 1999). Mezi nevýhody tohoto přístupu lze zařadit relativně vyšší nároky na výpočetní výkon a riziko zkreslení skutečného pohybu v kloubech, a to především při zranění a u patologických populací, kde se skutečný pohyb v kloubu může významně lišit od pohybu předpokládaného použitými algoritmy.

## 2.2.2 Výpočet relativních úhlů mezi segmenty

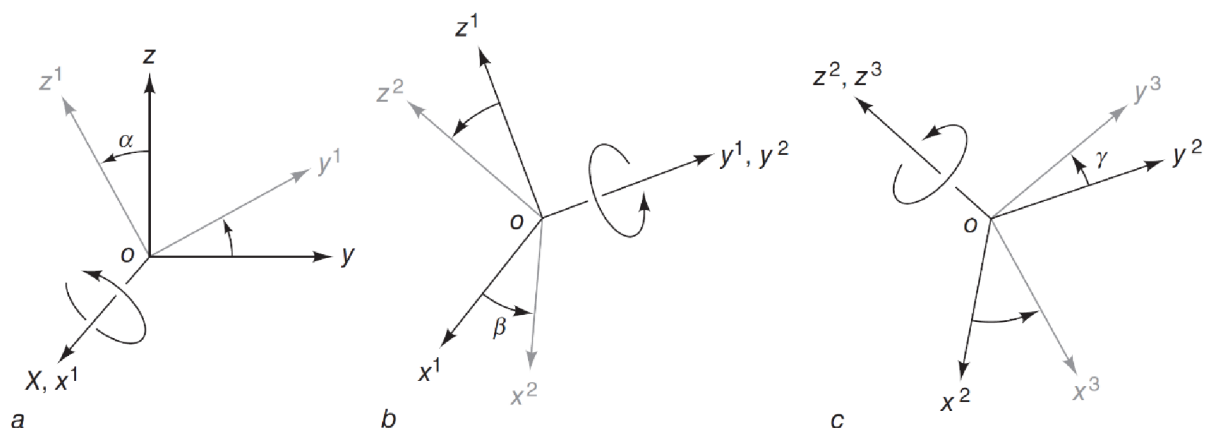
Úhlem mezi segmenty myslíme relativní orientaci souřadného systému jednoho segmentu vůči souřadnému systému segmentu jiného. Při výpočtu úhlového nastavení mezi segmenty na základě dat z kinematické analýzy se nejčastěji využívají tři metody.

### 2.2.2.1 Cardan-Eulerovy úhly (Cardan-Euler angles)

Souřadné systémy a jejich vzájemná orientace jsou vyjádřeny pomocí 3 x 3 rotační matice, která reprezentuje tři po sobě jdoucí rotace kolem jednotlivých os, přičemž pořadí rotací je zásadní (Robertson et al., 2014). V biomechanice se nejčastěji využívá sekvence rotací XYZ (Obrázek 4), kdy X značí mediolaterální osu, Y anteroposteriorní osu a Z vertikální osu (Cole et al., 1993; Davis et al., 1991).

#### Obrázek 4

Rotační sekvence XYZ Cardan-Eulerových úhlů



*Poznámka.* Rotace v prvním kroku probíhá kolem osy X původního souřadného systému (a), následně kolem nové osy  $y^1$  (b) a nakonec kolem osy  $z^2$ . Převzato a upraveno z Robertson et al. (2014, str. 51).

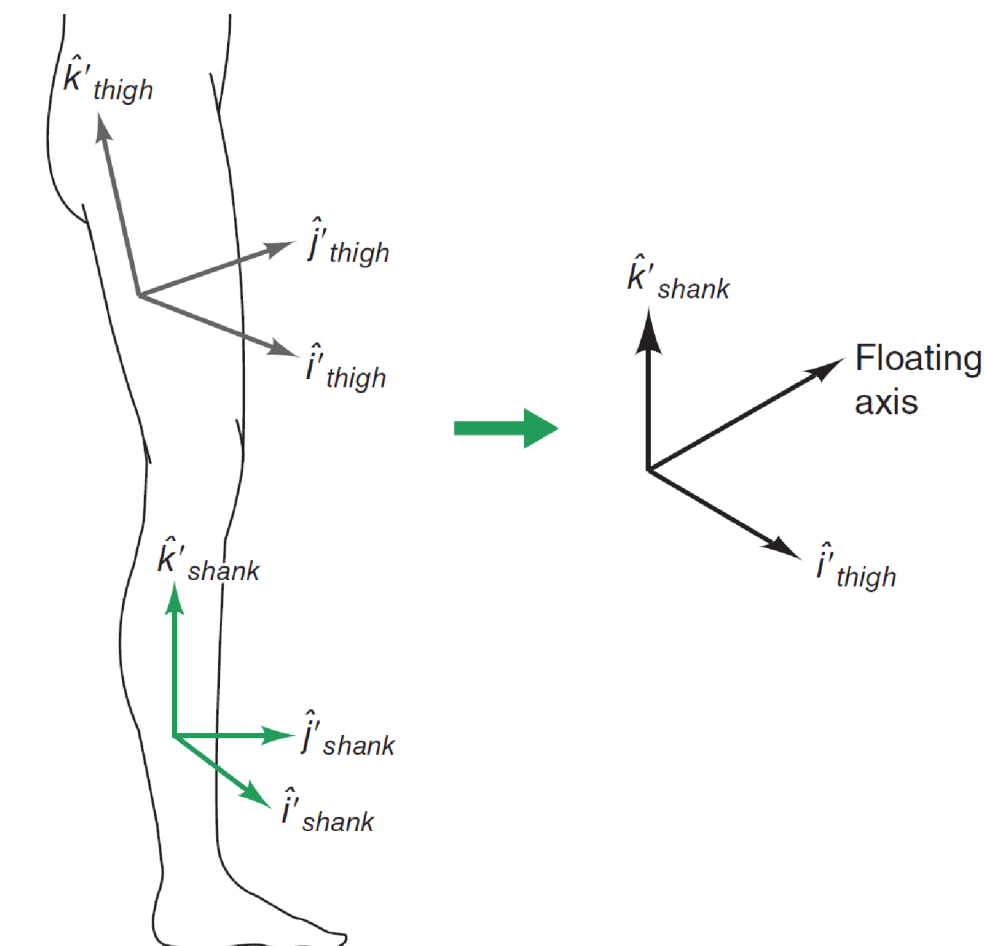


### 2.2.2.2 Metoda souřadného systému kloubu (Joint coordinate system)

Joint coordinate system (JCS) upravuje metodu Cardan-Eulerových úhlů s cílem přiřadit třem rotacím mezi tělesnými segmenty přilehavější funkční a anatomický význam (Robertson et al., 2014). JCS konstruuje souřadný systém kloubu, který využívá po jedné ose ze souřadných systémů proximálního a distálního segmentu, tedy dvě výsledné osy na sebe nutně nemusí být kolmé, a vytváří třetí, na ně kolmou tzv. plovoucí osu (Obrázek 5). Hodnoty úhlů jsou získány na základě sekvence rotací podél daných os stejným způsobem jako u Cardan-Eulerových úhlů (Grood & Suntay, 1983). Výstupy metody JCS jsou ekvivalentní rotační sekvenci XYZ Cardan-Eulerových úhlů v případě, že referenčním segmentem je segment proximální (Cole et al., 1993). Metoda JCS byla doporučena organizací *International Society of Biomechanics* jako standardní metoda pro popis pohybu v kloubu (Wu et al., 2002).

#### Obrázek 5

Metoda souřadného systému kloubu na příkladu kolenního kloubu



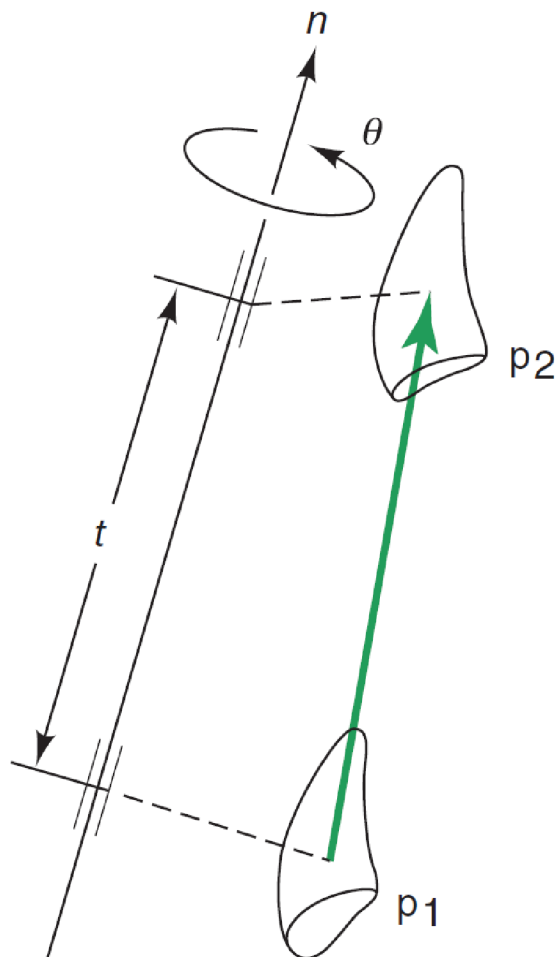
*Poznámka.* Souřadný systém kolenního kloubu tvoří vertikální osa bérce ( $\hat{k}'_{shank}$ ), mediolaterální osa stehna ( $\hat{i}'_{thigh}$ ) a plovoucí osa na ně kolmá (Floating axis). Převzato a upraveno z Robertson et al. (2014, str. 55).

### 2.2.2.3 Helické úhly (Helical angles)

Při použití této metody je pohyb rigidního tělesa v každém okamžiku rozložen na translaci a rotaci okolo jediné okamžité osy pohybu kloubu – *finite helical axis* (Obrázek 6). Její pozice a orientace se během pohybu mění, a je tedy ve většině případů odlišná od definovaných os souřadného systému proximálního či distálního segmentu (Woltring et al., 1985). Oproti předešlým metodám je metoda helických úhlů méně používána, a to z důvodu hůře srozumitelné interpretovatelnosti výstupů a z důvodu vysokých nároků na kvalitu dat (Kettler et al., 2004).

#### Obrázek 6

*Způsob určení okamžité helické osy*



*Poznámka.* Okamžitá helická osa (*finite helical axis*) je určena pomocí translace ( $t$ ) podél a rotace ( $\theta$ ) okolo osy ( $n$ ) mezi body  $p_1$  a  $p_2$ . Převzato a upraveno z Robertson et al. (2014, str. 56).

### 2.2.3 Chyba pohybu měkké tkáně (Soft tissue artefact)

Kinematická analýza pomocí pasivních reflexních značek umístěných na pokožce pracuje s předpokladem rigidity sledovaného segmentu, tedy že pohyb značek reprezentuje skutečný pohyb celého segmentu včetně kostních struktur segmentu a jejich vzájemná poloha se nemění. Tento předpoklad však neodpovídá skutečnosti, protože měkké tkáně se při lokomoci pohybují jiným způsobem než kostní struktury, které kryjí. Kombinace rozdílu pohybu měkké tkáně s umístěnými reflexními značkami oproti pohybu pod ní se nacházející kostní struktury a změny vzájemné polohy značek se označuje jako chyba pohybu měkké tkáně (*soft tissue artefact*) a může vést ke zkreslení charakteru a velikosti skutečného pohybu v kloubu (Grimpampi et al., 2014). Dumas et al. (2014) použil metodu modální analýzy k dekompozici chyby pohybu měkké tkáně na jednotlivé komponenty, které se podílejí na její celkové velikosti. Pomocí této metody bylo zjištěno, že dominantní složkou je pohyb měkké tkáně vůči kostním strukturám, kdežto faktor variability vzájemné polohy značek má na finální velikost chyby pohybu měkké tkáně pouze minoritní vliv (Barré et al., 2017; Bonci et al., 2015; Camomilla et al., 2015; de Rosario et al., 2012). V některých případech může velikost chyby měkké tkáně dosahovat skutečného rozsahu pohybu analyzovaného kloubu (Camomilla et al., 2017). Příčiny způsobující chybu pohybu měkké tkáně lze rozdělit do tří základních oblastí: 1. deformace (např. natáhnutí a svaštění pokožky) měkké tkáně; 2. pohyb měkkých tkání a kostních struktur pod povrchem; 3. účinky vnějších sil (např. setrvačná) působících na měkkou tkáň a reflexní značky (Okita et al., 2009).

V raném období prostorové kinematické analýzy, kdy samotná technologie optoelektronických systémů byla zdrojem značných omezení a chyb, existovala tendence velikost chyby pohybu měkké tkáně podceňovat (Bresler & Frankel, 1950). Jako o významném zkreslení mluví o chybě pohybu měkké tkáně na počátku devadesátých let Cappozzo (1991). Autor upozorňuje na skutečnost, že chybě se nelze vyhnout ani ji následně ze samotných dat identifikovat, a doporučuje ji minimalizovat vhodným umístěním reflexních značek. Od té doby bylo problému pohybu měkkých tkání při prostorové kinematické analýze pohybu člověka pomocí optoelektronických systémů s využitím reflexních značek umístěných na pokožce věnováno mnoho pozornosti. Leardini (2005) konstatoval, že i přes řadu navržených řešení není tento problém stále uspokojivě vyřešen, což značně limituje možnosti kinematické analýzy přispět spolehlivými poznatky klinické praxi a biomechanickému výzkumu. Baker (2006) řešení této problematiky označil za pravděpodobně poslední velkou výzvu v oblasti kinematické analýzy při použití optoelektronických systémů.

Ve snaze kvantifikovat míru chyby pohybu měkké tkáně během lokomoce u typicky využívaných anatomických prominencí bylo využito porovnání pohybu značek umístěných na kůži s pohybem reflexních značek upevněných přímo do kosti pomocí šroubů (Fuller et al., 1997; Houck et al., 2004; Lafortune et al., 1992; Reinschmidt, van den Bogert, Lundberg, et

al., 1997; Reinschmidt, van den Bogert, Nigg, et al., 1997) a jiných fixačních konstrukcí (Cappozzo et al., 1996; Holden et al., 1997; Manal et al., 2000, 2002) či mapování pohybu kostních struktur při použití radiografických metod (Fiorentino et al., 2017; Maslen & Ackland, 1994; Sati et al., 1996; Stagni et al., 2005; Südhoff et al., 2007; Tranberg & Karlsson, 1998).

### 2.2.3.1 Chyba pohybu měkké tkáně v oblasti kyčelního a kolenního kloubu

Při zkoumání pohybu měkké tkáně u anatomické prominence velkého trochanteru zjistil Cappozzo et al. (1996) téměř lineární vztah mezi flexí kyčle a posunem měkké tkáně v anteroposteriorním směru s maximem 30 mm při 60° flexi, zatímco posuny mediolaterálně a podélně podle délky femuru nepřesahovaly hodnoty 15 mm. Cappello et al. (1997) při jízdě na cyklistickém trenažeru vyčíslil celkovou chybu pohybu měkké tkáně pro všechny roviny metrikou *root mean squared error* (RMSE) na 16,4 mm s tím, že při použití metody dvojité statické kalibrace při maximální extenzi a flexi se mu podařilo míru chyby snížit na 9,8 mm. Stejnou techniku později aplikoval také na kolenní kloub, kde dosáhl souhrnného snížení míry chyby pohybu měkké tkáně u tří motorických úloh z 6,4°, 3,7° a 3,7° na 1,5°, 1,4° a 1,6° pro rotaci a z 12,9 mm, 11,9 mm a 6,3 mm na 2,0 mm, 2,8 mm a 2,1 mm pro translaci v sagitální, frontální a transverzální rovině (Cappello et al., 2005). K posunu značky umístěné na velkém trochanteru o 6,7 mm v anteroposteriorním a 4,4 mm ve vertikálním směru došlo také působením silou 2,5 N v relaxovaném stoji (Karlsson & Tranberg, 1999). Fiorentino et al. (2017) využil ke kvantifikaci chyby pohybu měkké tkáně v této oblasti srovnání výstupů metody s využitím externích reflexních značek a fluoroskopie. Na velkém trochanteru zjistil při pohybu do maximální rotace míru chyby pohybu značky oproti odpovídající prominenci o velikosti 52 mm v anteroposteriorním směru. Pevný klaster s reflexními značkami umístěný na stehenním segmentu vykázal míru chyby 32 mm a 18 mm v anteroposteriorním směru při maximální rotaci, respektive při chůzi. Tyto rozdíly se projevíly při porovnání relativních úhlů v kyčelním kloubu, kdy reflexní značky umístěné na kůži obecně jevíly tendenci pohyb podhodnotit, což se projevilo o 7,3° a 6,6° menší flexí, respektive extenzí při chůzi a o 21,8° menším rozsahem pohybu při maximální rotaci. Podhodnocení rozsahu pohybu i momentů sil v kyčelním kloubu potvrdila i následná studie využívající rigidnější inverzně kinematický model s předdefinovanými restrikcemi pohybu v kloubu (Fiorentino et al., 2020).

Akbarshahi et al. (2010) zjistil vyšší hodnotu chyby pohybu měkké tkáně u externích značek umístěných na segmentu stehna než u značek umístěných na bérce. Nejvyšší maximální hodnoty chyby se projevíly při flexi kolene v otevřeném kinematickém řetězci: 24°, 17,8° a 14,5° (RMSE) pro pohyb v sagitální, transverzální a frontální rovině. Nejvyšší míru chyby přitom vykazovala reflexní značka umístěná na laterálním epikondylu femuru s průměrnou hodnotou chyby pohybu měkké tkáně 17,0 mm, 9,5 mm a 8,6 mm (RMSE) pro anteroposteriorní, vertikální a mediolaterální směr. Větší chybu pohybu měkké tkáně

současně s nižšími flexními a extenzními momenty sil, ale větší translací ve středu kolenního kloubu během chůze do schodů popisuje i Tsai et al. (2011). Pohyby měkké tkáně v oblasti kyčelního a kolenního kloubu představují značné zkreslení výsledných hodnot získaných pomocí kinematické analýzy s použitím externě umístěných značek s obecnou tendencí podcenění skutečného rozsahu pohybu. Míra chyby prezentovaná v literatuře se u různých studií liší, a to především v závislosti na motorické úloze, použité metodě zobrazení, použitém kinematickém modelu a metodě výpočtu kinematických proměnných.

### 2.2.3.2 Chyba pohybu měkké tkáně v oblasti kotníku a nohy

Úkolem multisegmentálních modelů nohy je co nejpřesnější zachycení pohybu množství drobných kůstek pomocí externích značek na relativně malém prostoru. Chyba pohybu měkké tkáně je zde tedy očekávatelná a je důležité její velikost kvantifikovat pro konkrétní anatomické prominences a části nohy. Se znalostí míry chyby pohybu měkké tkáně mohou být nejméně spolehlivé anatomické prominences vynechány, případně zvolen vhodný kompenzační mechanismus chyby pohybu měkké tkáně v dané oblasti. Velikost chyby pohybu měkké tkáně v oblasti nohy a její vliv na hodnoty výstupních úhlových proměnných také souvisí se vzájemným umístěním reflexních značek. Specifikem velké hustoty osazení reflexních značek na segmentu nohy je vyšší propagace chybného odchýlení značky od relevantní anatomické prominences do finálního vypočítaného úhlového nastavení mezi segmenty (Schallig et al., 2021). Velikost chyby rovněž souvisí s charakterem a rozsahem analyzovaného pohybu. Například při 40° plantární flexi byla zaznamenána větší odchylka od relevantní kostní prominences u 18 z 22 na noze a bérce umístěných značek než při plantární flexi 20° (Schallig et al., 2021). Konkrétní hodnoty se u různých autorů značně liší v závislosti na použitých metodách, mnozí také upozorňují na značnou variabilitu mezi probandy (Maslen & Ackland, 1994; Nester et al., 2007; Westblad et al., 2002) implikující nesystematický charakter chyby pohybu měkké tkáně. Absolutní hodnoty posunu externích značek oproti relevantním kostním prominencím závisí také na velikosti nohy a objemu tkáně kryjící struktury opěrné soustavy (Schallig et al., 2021).

Maslen a Ackland (1994) zjišťoval velikost chyby pohybu měkké tkáně v zatížení pomocí radiografické metody. Největší rozdíly našli u značky umístěné na sustentaculum tali, která se při 10° inverzi odchýlila od kostní prominences o 6,8 mm dorzálně (vertikální směr). Naproti tomu Schallig et al. (2021) při stejném pohybu a použití výpočetní tomografie pozoroval odchylku tímto směrem o 0,2 mm, celkový posun značky oproti kostní prominenci v prostoru byl 0,9 mm. Větší pohyb měkké tkáně zaznamenal Schallig při 10° everzi (2,1 mm) a 20° a 40° plantární flexi (1,6 mm, respektive 3,6 mm). V případě značky umístěné na prominenci navikulární kosti pozoroval Maslen a Ackland (1994) posun měkké tkáně o 3,4 mm proximálně při 5° everzi, zatímco Schallig et al. (2021) při everzi 10° zaznamenal proximální pohyb značky

o 0,7 mm při celkovém posunu v prostoru o 2,1 mm oproti kostní prominenci. Relativně velký pohyb značky na prominenci navikulární kosti zaznamenal pomocí radiografické metody i Tranberg a Karlsson (1998), kdy se jak při dorzální, tak při plantární flexi značka posunula o více než 2 mm. Shultz et al. (2011) pozoroval posun této značky od 7,6 mm po 16,4 mm oproti pod ní ležící kostní struktuře během různých úseků stejné fáze chůze. Větší pohyb měkké tkáně reprezentovaný reflexní značkou potvrzuje i Schallig et al. (2021), který pozoroval posun značky o 3,5 mm a 3,6 mm při 20°, respektive 40° plantární flexi.

Mírný pohyb byl zaznamenán i u značky umístěné na mediální straně kalkaneu, která se při dorzální i plantární flexi posunula oproti referenční prominenci o více než 2,0 mm (Tranberg & Karlsson, 1998), respektive o 1,6 mm a 1,2 mm (Schallig et al., 2021). Při everzi a inverzi kalkaneu způsobil pohyb měkké tkáně odchylku o 1,0 a 2,1 mm. V jiné studii byl během stejné fáze chůze pozorován posun značky na mediálním kalkaneu v důsledku pohybu měkké tkáně o 5,9 mm až 12,1 mm (Shultz et al., 2011). Rozdíl mezi polohou značky umístěné na laterální straně kalkaneu a referenční anatomickou prominencí se pohyboval mezi 2,2 mm a 2,6 mm pro everzi, inverzi i plantární flexi a 1,3 mm pro dorzální flexi (Schallig et al., 2021). Mezi oblastmi vykazující vyšší míru chyby pohybu měkké tkáně se zařadila také proximální část zadní strany kalkaneu s odchylkou 9,3 mm při 40° plantární flexi, pravděpodobně v důsledku pohybu Achillovy šlachy (Schallig et al., 2021). Birch a Deschamps (2011) zjišťoval míru chyby pohybu měkké tkáně v oblasti kotníku a talu, přičemž největší posun zaznamenal při supinaci u značek umístěných na vnitřním kotníku (15,1 mm posteriorním směrem) a mediální hlavičce talu (22,2 mm proximálně po vertikální ose). Naopak Schallig et al. (2021) zaznamenal větší posun při inverzi u značky umístěné na vnějším kotníku (3,5 mm) než u značky umístěné na vnitřním kotníku (1,9 mm). U téže značky našel nejvyšší míru chyby pohybu měkké tkáně při 20° a 40° plantární flexi, kdy se značka odchýlila od referenční anatomické prominence o 9,2 mm, respektive 11,5 mm. U hlavičky prvního metatarsu se zdá být při porovnání velikosti odchylky v důsledku pohybu měkké tkáně ve frontální a sagitální rovině výhodnější umístění značky spíše na dorzální než na mediální straně. Při porovnání míry chyby u hlaviček a bází všech pěti metatarsů byla při 40° plantární flexi ve všech případech větší odchylka pro báze metatarsů s nejvyšší zaznamenanou odchylkou u bází 2. a 3. metatarsu 3,7 mm, respektive 3,2 mm oproti 1,0 mm a 1,3 mm u hlaviček. Při dorzální flexi, inverzi a everzi byla pozorována nižší míra chyby u bází než u hlaviček metatarsů (Schallig et al., 2021).

Vliv pohybu externích značek oproti kostním strukturám na relativní úhly kalkaneu vůči tibii během stejné fáze chůze popsal Westblad et al. (2002) při porovnání výstupů ze značek umístěných na intrakortikální piny a na kůži. K výpočtu použil metodu helických úhlů a u dat tří probandů zaznamenal maximální průměrný rozdíl mezi úhlovými křivkami 4,9° pro inverzi/everzi, 4,2° pro plantární/dorzální flexi a 5,0° pro abdukci/addukci s tím, že externí značky rozsah pohybu nadhodnocovaly. Tato zjištění však nejsou konzistentní se studií Nester

et al. (2007), která porovnávala kinematické výstupy získané použitím značek umístěných na pokožce, na pevných klastrech a pomocí intrakortikálních pinů. Nester pro výpočet použil metodu Cardan-Eulerových úhlů se sekvencí rotací v sagitální, frontální a transverzální rovině. Průměrný zjištěný rozsah pohybu kalkaneu vůči tibii byl větší při použití intrakortikálních pinů ( $13,9^\circ$ ) než při použití značek umístěných na pokožce ( $11,8^\circ$ ) v rovině sagitální (s maximálním rozdílem  $5,4^\circ$ ) i v rovině frontální ( $8,6^\circ$  a  $7,2^\circ$ , s maximálním rozdílem  $4,8^\circ$ ). V transverzální rovině zaznamenaly větší průměrný rozsah pohybu značky umístěné na kůži s hodnotou  $8,6^\circ$  oproti  $6,1^\circ$  a s maximálním rozdílem  $3,7^\circ$  mezi oběma metodami. Při porovnání výstupů kinematické analýzy kotníku pomocí externích značek a biplanární fluoroskopie byly pozorovány rozdíly mezi metodami o průměrné velikosti  $3,6^\circ$  a  $3,7^\circ$  (RMSE) při chůzi a při běhu ve frontální;  $4,3^\circ$  a  $4,7^\circ$  (RMSE) v transverzální;  $2,5^\circ$  a  $2,7^\circ$  (RMSE) v sagitální rovině (Kessler et al., 2019). V tomto případě však vzhledem k experimentálnímu charakteru metody rekonstrukce pohybu kostí na základě fluoroskopie nelze spolehlivě přisoudit pozorované rozdíly pouze chybě pohybu měkké tkáně. Míru vlivu konkrétního multisegmentálního modelu nohy na chybu pohybu měkké tkáně prokázala studie porovnávající její velikost u multisegmentálních modelů *Oxford Foot Model* a *Rizzoli Foot Model* (Schallig et al., 2021). Zatímco průměrná odchylka v sagitální rovině při  $40^\circ$  plantární flexi nepřekročila  $2^\circ$  u prvního modelu, v případě *Rizzoli Foot Model* činila  $6,7^\circ$  s maximem  $11,8^\circ$  při tendenci skutečný pohyb podhodnotit. V transverzální rovině způsobil pohyb měkké tkáně pro oba modely chybu kolem  $4^\circ$  s tendencí k větší addukci. Při  $10^\circ$  inverzi a everzi byla ve frontální rovině větší chyba pozorována u *Oxford Foot Model* s tendencí skutečný pohyb nadhodnotit.

Nester et al. (2007) kvantifikoval pohyb měkké tkáně vůči kosti také v oblasti středonoží a předonoží, kde ovšem narážel na limit ve formě malého rozměru jednotlivých kostí, a tedy nedostatku prostoru na povrchu nohy pro relevantní umístění alespoň tří reflexních značek potřebných ke sledování pohybu samostatného segmentu v prostoru. Relativní pohyb kalkaneu vůči navikulární a kuboidní kosti zjištěný s využitím intrakortikálních pinů v případě užití značek umístěných na pokožce porovnal s pohybem kalkaneu vůči navikulo-kuboidnímu komplexu, protože sledovat každou kost individuálně pomocí externích značek nebylo možné. V obou případech zaznamenal přecenění pohybu kostních struktur v důsledku chyby měkké tkáně v sagitální rovině a podcenění pohybu kostí ve frontální a transverzální rovině. Při použití intrakortikálních pinů zjistil pro navikulární a kuboidní kosti průměrný rozsah pohybu vůči kalkaneu  $6,1^\circ$  a  $5,1^\circ$  oproti  $8,6^\circ$  při použití externích značek v sagitální rovině,  $9,5^\circ$  a  $5,9^\circ$  oproti  $3,5^\circ$  ve frontální rovině a  $11,3^\circ$  a  $5,9^\circ$  oproti  $2,6^\circ$  v transverzální rovině. Největší maximální rozdíly mezi pohybem kosti a externě umístěnými značkami byly nalezeny u pohybu navikulární kosti vůči kalkaneu s chybou o velikosti  $6,5^\circ$ ,  $8,4^\circ$  a  $9,5^\circ$  v sagitální, frontální a transverzální rovině. Podobně velké maximální rozdíly našel i u relativního pohybu navikulární kosti vůči prvnímu metatarsu a kuboidní kosti vůči pátému metatarsu, přičemž

značky umístěné na pokožce významně podcenily pohyb navikulární kosti vůči prvnímu metatarsu ve frontální rovině. Stejně jako Westblad upozorňuje Nester na velké individuální rozdíly mezi probandy a nesystematickou povahu zjištěné chyby pohybu měkké tkáně. Větší pohyb měkké tkáně v oblasti předonoží než v oblasti zánoží byl zjištěn i pomocí nepřímé metody porovnávání vzájemné vzdálenosti reflexních značek na pokožce při chůzi (Chen et al., 2011). V případě porovnání pohybu segmentu předonoží vůči zánoží u modelů *Oxford Foot Model* a *Rizzoli Foot Model* se při 40° plantární flexi v sagitální rovině projevila větší chyba (4,5°) pohybu měkké tkáně u *Rizzoli Foot Model* (Schallig et al., 2021).

### 2.2.3.3 Způsoby kompenzace chyby pohybu měkké tkáně

Umístění reflexních značek na vhodné anatomické prominence je sice nejjednodušší cesta, jak snížit míru chyby pohybu měkké tkáně, je ovšem realizovatelná pouze v omezeném rozsahu, protože výběr lokace se řídí primárně potřebou sledování daného segmentu. Nehledě na skutečnost, že lokace s nulovou mírou chyby pohybu měkké tkáně na lidském těle z principu neexistuje. Proto se objevila řada metod, jak chybu měkké tkáně eliminovat či její velikost alespoň snížit na přijatelnou mez. Základním způsobem, jak omezit míru chyby pohybu měkké tkáně, je volba metody pro určení orientace a polohy segmentů v prostoru. Metoda přímého určení polohy a orientace segmentů v prostoru, neboli *direct pose estimation* (Apkarian et al., 1989; Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990) nedisponuje žádným mechanismem pro redukci chyby pohybu měkké tkáně, respektive tento typ chyby vůbec nezohledňuje. Optimalizované určení polohy a orientace segmentů v prostoru se šesti stupni volnosti, neboli *segment optimization pose estimation* snižuje míru chyby způsobené změnou vzájemné pozice (deformací tvaru sestavy) značek pro sledování pohybu od jejich referenční podoby pomocí metody nejmenších čtverců, přičemž jako referenční podoba je vždy brána vzájemná pozice značek na prvním ze dvou po sobě jdoucích snímků (Cappello et al., 1996; Challis, 1995; Spoor & Veldpaus, 1980; Veldpaus et al., 1988).

Podobným způsobem k redukci chyby pohybu měkké tkáně přistupuje metoda založená na principu označovaném jako *single body optimization* (Lahkar et al., 2021). Jde o dvojstupňový solidifikační proces, kdy je v prvním kroku, na rozdíl od metody předešlé, na základě všech kinematických dat definována nejlépe odpovídající vzájemná konfigurace sledovacích značek pro daný segment. Ve druhém kroku je pro každý snímek záznamu pomocí metody nejmenších čtverců dopočítána pozice a orientace této „solidifikované“ konfigurace sledovacích značek, přičemž původní značky v záznamu jsou touto rigidní sestavou v každém snímku nahrazeny. Při aplikaci této metody na kinematická data stehna a bérce během švihové fáze chůze se v průměru snížila míra chyby pohybu měkké tkáně o 20–25 % (Chèze et al., 1995).



Alternativní metodou je metoda dvojité kalibrace (*double anatomical landmark calibration*). Při aplikaci této metody jsou nasnímány dva statické snímky v extrémních polohách analyzovaného pohybu, např. maximální flexe a extenze. Aktuální orientace sestavy sledovacích značek vůči souřadnému systému segmentu stejně jako aktuální konfigurace sledovacích značek během pohybu je vyjádřena pomocí lineární interpolace. Při validaci této metody během jízdy na cyklistickém trenažeru (Cappello et al., 1997) bylo zjištěno snížení odchylky externí značky od anatomické prominence velkého trochanteru v důsledku chyby pohybu měkké tkáně z 15 mm na 10 mm (RMSE), v případě pozice a orientace femuru ze 7 mm na 4,5 mm a z 5° na 3,5° (RMSE). Lucchetti et al. (1998) představil metodu dynamické kalibrace, kdy testovaný subjekt v rámci kalibračního procesu vykonává plejádu pohybů jako např. flexe-extenze, abdukce-addukce kyčelního kloubu s kolenem v maximální extenzi. I přes zaznamenanou redukci chyby pohybu měkké tkáně činí nutnost provedení řady kalibračních pohybů využití této metody zdlouhavé, fyzicky náročné a pro mnohé, především patologické populace těžko realizovatelné.

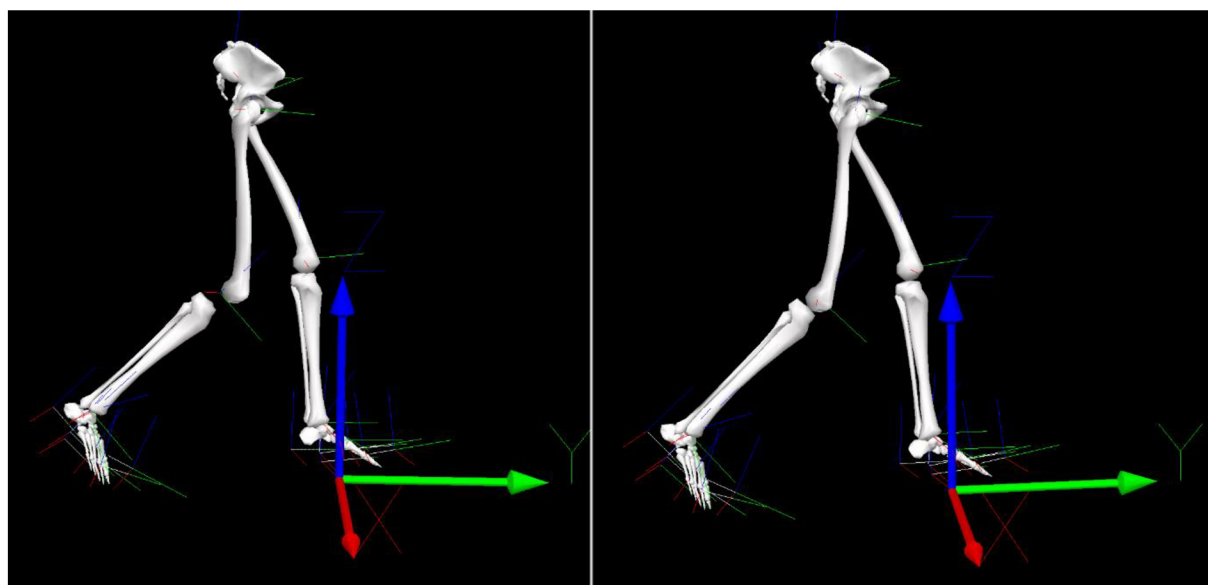
Odlišný přístup nabízí tzv. *point cluster method*. Množství bodů (značek) je uniformně rozprostřeno po segmentu a každému bodu je libovolně přiřazena hmotnost. Vypočítány jsou těžiště a tenzor setrvačnosti, jehož vlastní hodnoty a vektory představují momenty setrvačnosti a hlavní osy této sestavy bodů. Vlastní vektory zajišťují transformaci mezi lokálním a globálním souřadným systémem. V případě, že se segment chová jako rigidní těleso, vlastní hodnoty tenzoru se nemění. Pokud se vlastní hodnoty tenzoru změní oproti referenční pozici (např. kalibrační snímek), značí to porušení principu rigidity tělesa během pohybu. Úpravou hmotnosti přiřazené jednotlivým bodům lze dosáhnout redukce chyby způsobené nerigidním chováním tělesa, v našem případě segmentu. Metoda *point cluster method* byla použita při kinematické analýze kolene během chůze, kdy při porovnání s metodou využívající aplikaci intrakortikálních pinů vykazovala dobrou shodu především u pohybu v transverzální rovině (Andriacchi et al., 1998).

Lu a O'Connor (1999) představil metodu založenou na hledání optimální polohy a orientace všech segmentů vzájemně propojeného multisegmentálního kinematického modelu, kdy rozdíl mezi naměřenou a modelem předpokládanou polohou konkrétních značek jsou minimalizovány pomocí metody nejmenších čtverců v celém systému současně. Chyba vzniklá při měření je tedy v rámci kompenzačního mechanismu distribuována do celé soustavy, proto je tato metoda také známa pod označením *global optimization method*. Jelikož míra chyby pohybu měkké tkáně se liší segment od segmentu, např. u stehna byla zjištěna větší míra chyby než u bérce (Benoit et al., 2015), je možné odlišným segmentům při distribuci chyby přiřadit různou váhu. Druhým opěrným bodem metody je definice míry povolené translace a rotace v příslušném kloubu, tedy v podstatě svázání proximálního a distálního segmentu dohromady. Pro individuální přizpůsobení modelu je pak použit kalibrační snímek

(Obrázek 7). Lu a O'Connor (1999) otestoval metodu pro kinematický řetězec pánev – stehno – bérce při chůzi, přičemž oproti metodám *direct pose estimation* a *segment optimization pose estimation* se výsledky výrazně více blížily skutečnému pohybu v kloubu. Naopak Naaim et al. (2017) na základě porovnání kinematických výstupů doporučil pro analýzu pohybu lopatky využít spíše metodu *segment optimization pose estimation*. Výhodou metody *global optimization* představuje možnost upravovat a zdokonalovat definice modelu pro pohyb kloubů a váhu přiřazenou jednotlivým segmentům při distribuci chyby měření. Nevýhodou, zvláště u patologických populací, může být riziko, že svázáním pohybu kloubu můžeme potlačit zachycení skutečného pohybu v kloubu (Andersen et al., 2010; Li et al., 2012; Stagni et al., 2009). Za riziko lze považovat i skutečnost, že rozdílné modely jediného kloubu ovlivní podobu výstupů z celého kinematického řetězce (Duprey et al., 2010).

### Obrázek 7

*Demonstrace efektu kompenzace pohybu měkké tkáně na příkladu pravého kolenního kloubu*



*Poznámka.* Na obrázku je zobrazen stejný pokus chůze stejného probanda ve stejný okamžik při sledování pohybu segmentů se šesti stupni volnosti (vlevo) a při použití metody kompenzace chyby pohybu měkké tkáně *global optimization* (vpravo). Na obrázku vlevo je patrná zdánlivá nefyziologická translace v pravém kolenním kloubu, což je projevem zkreslení v důsledku pohybu měkké tkáně.

*Global optimization* metoda se díky své versatilitě a dobrým výsledkům rychle zařadila mezi nejčastěji využívané a dále rozvíjené metody. Popsaného principu využila např. optimalizační technika pro *Conventional Gait Model* značně zlepšující reliabilitu měření (Charlton et al., 2004) či metoda dvoustupňové optimalizace cílicí na predikci efektu chirurgických a rehabilitačních zákroků na pohybový systém (Reinbolt et al., 2005). Postupně

se objevily práce, které původně relativně jednoduché konstrukce sousedních segmentů doplnily o nové proměnné ovlivňující pohyb v kloubu. Modely kloubního pohybu začaly zohledňovat i vlastnosti měkkých tkání, např. vlastnosti kolenních vazů na pohyb v kloubu (Bergamini et al., 2011; Feikes et al., 2003; Gasparutto et al., 2015; Richard et al., 2016). Publikovanými výzkumy lze doložit snížení míry chyby pohybu měkké tkáně při použití technik založených na metodě *global optimization* u testovaných skupin probandů. Při analýze pohybu jednotlivců však daná metoda vykazovala značné nepřesnosti (zjištěná odchylka pohybu až 17° v sagitální rovině v případě kolenního kloubu), protože obecné definice pohybu v kloubu nedokázaly vyhovět individuální kloubní geometrii konkrétního jedince, především pak v případě patologických stavů (Clément et al., 2017). Odpovědí na tento nedostatek byl vznik modelů s personalizovanou geometrií pohybu v kloubu na základě snímků pořízených pomocí moderních zobrazovacích technik (Assi et al., 2016; Clément et al., 2015; Nardini et al., 2020).

## **2.3 Kinematické modelování nohy**

### **2.3.1 Kinematické modelování nohy v rovině**

Počátky objektivní kinematické analýzy nohy byly inspirovány jednoduchými klinickými testy, během kterých byl pohyb nohy sledován při chůzi po podložce nebo trenažeru chůze směrem k vyšetřující osobě či od ní. Pravděpodobně na základě této techniky vznikla řada studií hodnotících pohyb nohy ve frontální rovině pomocí značek umístěných na zadní straně bérce a na patě, tedy jednoduchý model pohybu zánoží vůči bérce (Brown et al., 1995; Clarke et al., 1983; McPoil & Cornwall, 1994; Messier et al., 1995; Stacoff et al., 1991; Stell & Buckley, 1998). Clarke et al. (1983) si sice byl vědom, že pohyb v subtalárním kloubu probíhá současně ve třech rovinách, nicméně vzhledem ke spřažení pohybů byl názoru, že je dostatečné měřit pohyb pouze ve frontální rovině a zbylé dvě od něj odvodit. Oproti tomu Soutas-Little et al. (1987) ve své práci došel ke zjištění, že tato metoda je schopna přesně popsat pouze frontální rovinu samotnou. McClay a Manal (1998) pak upozornil, že měření není přesné ani ve frontální rovině, pokud ta není kolmá na optickou rovinu kamery. Odpovědí na tato omezení byly optoelektronické kinematické systémy schopné sledovat pohyb značek v prostoru, které se začaly dostávat do popředí na přelomu 80. a 90. let. Vzhledem k jejich vysoké pořizovací ceně a náročnosti na odbornost obsluhy však kinematická analýza nohy v rovině i nadále zůstávala jednoduchou a levnou alternativou pro sledování pohybu nohy vůči bérce.

### 2.3.2 Kinematické modelování nohy v prostoru

S nástupem optoelektronických systémů snímajících pozici reflexních značek v prostoru podle odrazu světla v úzce vymezené oblasti světelného spektra (nejčastěji infračervené), tzv. *motion capture* systémů, se objevily první pokusy o sofistikovanější modelování pohybu dolních končetin a nohy, přičemž zpočátku byl jednoduchý model nohy integrální součástí modelů dolních končetin. Během 80. let 20. století vznikla skupina navzájem si velmi podobných modelů dolních končetin pro analýzu chůze. Dvě nejvýznamnější pracoviště stojící za vznikem prvních modelů pro prostorovou analýzu chůze se nacházela v *Newington Children's Hospital* v Connecticutu (Davis et al., 1991; Ounpuu et al., 1991) a *Helen Hayes Hospital* v New Yorku (Kadaba et al., 1989, 1990; Ramakrishnan & Kadaba, 1991). Na jejich základě byl vytvořen a v roce 1991 pro komerční použití vydán model *Vicon Clinical Manager*, následně přejmenovaný na *Plug-in Gait* (Baker, 2013, p. 29). Původně byly modely nazývány podle místa jejich vzniku či podle jejich autorů (např. *Helen Hayes* model, *Newington* model, *Kadaba* model), později byly terminologicky sjednoceny pod názvem *Conventional Gait Model* (Baker et al., 2018).

Omezené technologické možnosti, kdy výše zmíněná pracoviště operovala se systémy čítajícími tři, respektive pět kamer o snímkovací frekvenci 30–60 Hz (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1989, 1990; Ounpuu et al., 1991; Ramakrishnan & Kadaba, 1991), si vyžádaly značná zjednodušení a kompromisy. Noha byla modelována jako jediný segment znázorněný vektorem, a to především z důvodu, že přidání další značky na segment nohy by podstatně zvýšilo časové nároky na analýzu dat, aniž by, vzhledem k přesnosti a rozlišení soudobých systémů, přineslo klinicky užitečnou informaci (Kadaba et al., 1990). V závislosti na variantě mohla být na samotné noze umístěna pouze jedna reflexní značka lokalizovaná mezi 2. a 3. hlavičkou metatarsu, přičemž vektor znázorňující segment nohy byl definován spojnici středu kloubu kotníku s touto značkou (Kadaba et al., 1990). V odlišné verzi modelu byla jedna reflexní značka umístěna na hlavičce pátého metatarsu a druhá na zadní straně kalkaneu, přičemž obě byly umístěny ve stejné výšce tak, aby jejich spojnice byla rovnoběžná s rovinou plosky nohy (podlahy). Značka umístěná na patě měla pouze kalibrační funkci a pro záznam pohybové úlohy mohla být po pořízení statického snímku odstraněna (Davis et al., 1991) nebo ponechána (Vicon Motion Systems, 2020).

Modelování nohy jako vektoru umožnilo na svou dobu relativně přesné a spolehlivé sledování pohybu nohy v sagitální a transversální rovině (Collins et al., 2009; Ferrari et al., 2008). Chybějící data z pohybu nohy vůči bérce ve frontální rovině a modelování nohy jako jediného rigidního segmentu se však ukázaly nedostatečné jak při posuzování deformit typu funkční plochonoží, tak při posuzování efektivity aplikace nástrojů konzervativní léčby, např. ortopedických stélek. Celý koncept modelu navíc trpěl řadou dalších závažných nedostatků v podobě nezohlednění chyby pohybu měkké tkáně a propagace chyb distálním směrem

vedoucích k nepřesné lokalizaci středu kloubu kotníku (Nair et al., 2010). Technologický pokrok přinášející vyšší rozlišení kamer, vyšší výpočetní výkon a automatické sledování trajektorií umožnil do scény umístit větší množství reflexních značek s menším průměrem. Nové technologické podmínky tak postupně připravily půdu pro vznik plnohodnotných jednosegmentálních a multisegmentálních modelů nohy, které dokázaly lépe adresovat většinu problémů dosavadní praxe.

Řada studií poukazovala na skutečnost, že vzhledem k počtu kostních struktur a kloubních spojení není kinematické modelování nohy jako jednoho segmentu dostatečné. Při porovnání kinematických výstupů jednosegmentálního modelu nohy *Plug-in Gait* a multisegmentálního *Oxford Foot Model* (Stebbins et al., 2006) byly mezi modely zjištěny významné rozdíly v zachyceném pohybu v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu při chůzi. U zdravých jedinců byl pozorován o 8° větší rozsah pohybu v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu v sagitální rovině u modelu *Plug-in Gait*. U jedinců s diagnostikovaným plochonožím se navíc vedle zmíněné sagitální roviny modely lišily i v transverzální rovině, kde *Plug-in Gait* zachytil o 2° menší rozsah pohybu (Pothrat et al., 2015). Větší rozsah pohybu v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu v sagitální rovině při použití jednosegmentálního modelu se ukázal i v dalších studiích porovnávající *Helen Hayes* model a dvojsegmentální model nohy (Tulchin et al., 2009, 2010b). Ve studii, která porovnávala výkon generovaný v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu při chůzi, byla při použití jednoduchého modelu nohy *Plug-in Gait* zjištěna o 40 % vyšší maximální hodnota generovaného výkonu než při použití modelu *Oxford Foot Model*, což bylo autory vysvětleno vyšší zaznamenanou relativní úhlovou rychlostí mezi segmenty u prvně zmíněného modelu. Autoři také poukázali na významný podíl generovaného výkonu při pohybu středonoží vůči zánoží, který dosahoval hodnoty 48 % generovaného výkonu v kotníku (Dixon et al., 2012). Obdobné nadhodnocení generovaného výkonu v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu ze strany jednosegmentálního modelu nohy *Plug-in Gait* při srovnání s multisegmentálním modelem nohy bylo zaznamenáno i v další studii (MacWilliams et al., 2003).

S technologicky vyspělejšími a dostupnějšími optoelektronickými systémy se zvýšil zájem o kinematické modelování (Leardini et al., 2019). Do dnešního dne lze v literatuře nalézt popis kolem čtyřiceti různých multisegmentálních modelů nohy, které nezávisle sledují od 3 do 26 segmentů nohy včetně bérce (Leardini et al., 2019). První multisegmentální modely nohy, které se objevily během 90. let, se zaměřovaly především na pohyb zánoží vůči bérce (Cornwall & McPoil, 1999; Kepple et al., 1990; Moseley et al., 1996; Scott & Winter, 1991; Woodburn et al., 1999), což bylo do značné míry dáno omezeními soudobých technologií. Postupně se objevily modely rekonstruující i distální části nohy a jejich nezávislý pohyb vůči proximálním segmentům (Arampatzis et al., 2002; Bishop et al., 2013; Bruening et al., 2012a, 2012b; Chard et al., 2013; Cobb et al., 2016; Hunt et al., 2001; Hwang et al., 2004; Hyslop et al., 2010;

Kitaoka et al., 2006; Leardini et al., 1999; Pohl et al., 2006; Rao et al., 2007; Seo et al., 2014; Souza et al., 2014; Thomas et al., 2006; Tome et al., 2006; Tulchin et al., 2010a; Wu et al., 2000), některé známé pod vlastním jménem jako např. *Sydney Foot Model* (Rattanaprasert et al., 1999), *Kinfoot* (DiLiberto et al., 2015; MacWilliams et al., 2003; Mahaffey et al., 2012, 2013), *Padova Foot Model* (Sawacha et al., 2009), *Ghent Foot Model* (De Mits et al., 2012, 2017; De Ridder et al., 2015; Vermeulen et al., 2022) nebo *Salford Foot Model* (McClelland et al., 2022; Nester et al., 2014). Přes velké množství vzniklých multisegmentálních modelů jich velká část nebyla podpořena validačními studiemi. Mezi nejznámější modely, které byly validovány, patří *Milwaukee Foot Model* (Long et al., 2010, 2011; Sampath et al., 1998), *Oxford Foot Model* (Carson et al., 2001; Carty et al., 2015; Curtis et al., 2009; Halstead et al., 2016; Lucareli et al., 2016; Milner & Brindle, 2016; Stebbins et al., 2006; van Hove et al., 2015; Wright et al., 2011), *Heidelberg Foot Measurement Method* (Kalkum et al., 2016; Simon et al., 2006), *Rizzoli Foot Model* (Arnold et al., 2013; Caravaggi et al., 2011; Deschamps et al., 2012; Leardini et al., 2007; Portinaro et al., 2014), *Shriners Hospital for Children Greenville Foot Model* (Maurer et al., 2013), *modified Shriners Hospital for Children Greenville Foot Model* (Roach et al., 2021; Saraswat et al., 2012, 2013, 2014; Yoo et al., 2022), *DuPont Foot Model* (Henley et al., 2008; Kim et al., 2018; Lee et al., 2015; Nicholson et al., 2018; Seo et al., 2014), či *Glasgow-Maastricht Foot Model* (Oosterwaal et al., 2011, 2016),

Velký počet multisegmentálních modelů nohy s sebou přinesl řadu problémů s pochopením, interpretací či porovnáváním kinematických výstupů, jelikož různé modely používaly rozdílnou terminologii a standardy pro záznam, výpočet a vyhodnocení dat. Tuto situaci se v roce 2021 pokusila napravit Mezinárodní společnost pro biomechaniku (ISB), která vydala soubor doporučení pro práci s existujícími multisegmentálními modely (Leardini et al., 2021). Doporučení kladla důraz především na:

1. Vytvoření standardizovaného postupu umístování reflexních značek dle používaného multisegmentálního modelu nohy.
2. Ověření intra a inter-rater reliability umístování reflexních značek ve vlastní laboratoři.
3. Vytvoření standardizovaného protokolu pro zpracování dat zahrnujícího doplňování chybějících částí trajektorie, filtrování atd.
4. Jasně označení, zdali jsou získané proměnné relativní, tedy segment vůči segmentu, či absolutní, tedy segment vůči laboratoři (globálnímu systému).
5. Využívání metody souřadného systému kloubů pro výpočet úhlů (Wu et al., 2002) s jasnou deklarací, kterým anatomickým osám rotace odpovídají.
6. Pořízení záznamu statického snímku v přirozeném stoji (pokud možno celou plochou nohy na podložce).

7. Pořízení záznamu statického snímku, pokud možno ve stoji, se subtalárním kloubem v neutrální pozici.
8. Určení funkčního typu, případně typů nohy sledované kohorty.
9. Porovnání kinematických výstupů s dostupnými srovnatelnými výsledky a v případě nalezení zásadních rozdílů opětovné pečlivé překontrolování celého procesu měření a zpracování dat s cílem identifikace možných zdrojů chyb. Důkladné vysvětlení a zdůvodnění nečekaně odlišných výstupů.
10. Pečlivá a komplementární diskuze všech limitů a případných problémů realizovaného měření ve výstupním materiálu.

Pro případ, že by žádný z dosud publikovaných modelů nedokázal vyhovět specifickým potřebám projektu a bylo potřeba vytvořit model nový, vydala ISB sadu doporučení i pro tvorbu nových multisegmentálních modelů nohy (Leardini et al., 2021):

1. Ověřit, zdali již nějaký z existujících modelů nesplňuje požadovaná kritéria předtím, než bude vytvořen model nový.
2. Pečlivě zvážit a vysvětlit, proč žádný z existujících modelů nevyhovuje.
3. Jasně definovat a popsat segmenty modelu a jejich anatomickou relevanci, tedy, které kostní struktury tyto segmenty reprezentují.
4. Anatomické prominence osazovat jednotlivými značkami umístěnými na pokožce. Nepoužívat pevné klastry se značkami.
5. Při výběru konkrétní prominence pro umístění reflexní značky brát ohled na míru chyby pohybu měkké tkáně v daném místě; anatomickou relevanci os a rovin, které bude daná značka definovat; skutečnost, aby značka v daném místě nebránila přirozenému pohybu či jej nečinila nepříjemným.
6. Jasně a podrobně popsat správné umístění značek a ověřit jeho reprodukovatelnost.
7. Ověřit celkovou reliabilitu nového modelu.

## 2.4 Calibrated anatomical system technique

*Calibrated anatomical system technique (CAST)* je technika, která se v určitých ohledech pokusila přispět ke standardizaci přístupů využívaných v kinematickém modelování a současně zachovat svobodu při vytváření konkrétních sestav značek a jejich umístění na segment s ohledem na vytyčené cíle měření. Při použití *CAST* jsou jednotlivé segmenty a jejich souřadné systémy definovány tzv. anatomickými značkami umístěnými většinou na

laterálních a mediálních anatomických prominencích proximální a distální části segmentu (např. vnější a vnitřní kotník). Veškeré potřebné antropometrické údaje jsou pak získány primárně pomocí reflexních značek umístěných na těle. Současně je na segment umístěna sestava reflexních značek určených pro sledování jeho pohybu (Cappozzo et al., 1995). Ty mohou být umístěny jednotlivě přímo na pokožce, na hůlce či po více kusech na pevných destičkách (Manal et al., 2000). Každý segment je definován nezávisle, což umožňuje sledování jeho pohybu se šesti stupni volnosti. K sestavě značek určených pro sledování pohybu je na základě kalibračního snímku vztažena pozice proximálního i distálního konce a orientace souřadného systému segmentu. Díky tomuto principu mohou být pro samotný sběr dat anatomické značky odstraněny (Cappozzo et al., 1995). Přitom na přesném umístění značek pro sledování pohybu nezáleží, protože tyto značky nemají vliv na definici souřadného systému segmentu a celý systém se nastaví až na základě kalibračního snímku (Richards, 2018).

Výhody tohoto principu se mohou uplatnit např. při kinematické analýze nohy v obuvi, při aplikaci ortézy, protézy či podpurných konstrukcí typu exoskeleton, kde je umístění reflexních značek potřeba přizpůsobit analyzovanému instrumentu. Mezi výhody je možné počítat i možnost přizpůsobit umístění reflexních značek přesně dle potřeb konkrétního výzkumného či klinického problému. Rozdílné umístění značek pro sledování na pokožce však může ovlivnit velikost chyby v důsledku pohybu měkké tkáně a tím i výsledné kinematické hodnoty. Při analýze chůze byla technika *CAST* využívána ve spojení s modely dolních končetin (Buczek et al., 2010; Collins et al., 2009; Donati et al., 2007; Ferrari et al., 2008; Flux et al., 2020; Langley et al., 2021; Leardini et al., 2017; Schmitz et al., 2016; Žuk & Pezowicz, 2015) i s modely nohy a to často ve specifických podmínkách přítomnosti obuvi (Burston et al., 2018; Kim et al., 2018; Mager et al., 2018).

## **2.5 Oxford Foot Model**

### **2.5.1 Etiologie modelu**

*Oxford Foot Model* je standardizovaný model, který byl vytvořen na základě úprav multisegmentálního modelu, který představil Carson et al. (2001). Tento autor zmiňuje podobnost svého modelu se starším multisegmentálním modelem publikovaným Kidder et al. (1996). Zatímco původní model (Carson et al., 2001) byl validován pro skupinu asymptomatických dospělých, úpravy, jež daly vzniknout *Oxford Foot Model*, měly za cíl model nohy v maximální možné míře přizpůsobit specifickým zdravé i patologické dětské nohy (Stebbins et al., 2006). Původně bylo vytvořeno pět variant modelu, ze kterých byla na základě testování skupiny 15 dětí vybrána ta nejvhodnější. Jednotlivé varianty se lišily způsobem



výpočtu relativních úhlů, tedy využitím konkrétní reflexní značky při statické kalibraci či při sledování pohybu segmentu. Umístění značek na konkrétních prominencích nohy zůstávalo nezměněno.

Jak původní model Carson et al. (2001), tak stávající *Oxford Foot Model* (Stebbins et al., 2006) zahrnoval tři segmenty nohy a bérce, přičemž noha byla rozdělena na zánoží (*hindfoot*), tarso-metatarsální komplex (*forefoot*) a palec (*hallux*). Oproti původnímu modelu byl u *Oxford Foot Model* redefinován segment bérce pro zajištění kompatibility s *Conventional Gait Model* (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990). Zatímco původní model byl navržen samostatně bez návaznosti na modely dolních končetin, což se u segmentu bérce projevovalo vlastní definicí souřadného systému na základě externích značek, *Oxford Foot Model* využil k definici souřadného systému bérce virtuálního středu kolenního kloubu. Úpravy byly provedeny také u segmentu zánoží, na jehož definici se u původního modelu podílel virtuální střed kotníku (Carson et al., 2001), což mohlo především u patologických populací vést ke zkreslení relativního nastavení vůči bérce. Tato virtuální značka byla z definice souřadného systému zánoží u *Oxford Foot Model* vyřazena a nově se na ní podílely pouze značky umístěné přímo na kalkaneu (Stebbins et al., 2006). Drobné změny doznala pozice značky umístěné na bázi prvního metatarsu, která byla u *Oxford Foot Model* posunuta mediálně od šlachy *extensor hallucis longus*, což mělo ulehčit její konzistentní umístění. Redefinicí prošel také segment palce. U původního modelu byl palec definován jako plnohodnotný segment, jehož pohyb je možné sledovat v třech anatomických rovinách (Carson et al., 2001). Namísto toho *Oxford Foot Model* palec definuje pouze jako vektor.

## 2.5.2 Definice souřadných systémů segmentů

V literatuře i praxi lze nalézt řadu variací *Oxford Foot Model*. Následující popis definuje segmenty bérce, zánoží, tarso-metatarsálního komplexu a palce (v originálním znění se jednalo o segmenty *tibia*, *hindfoot*, *forefoot* a *hallux*) dle původní práce Stebbins et al. (2006).

### *Segment bérce*

Pro definici souřadného systému a sledování pohybu bérce bylo na segment umístěno pět reflexních značek. Značky byly umístěny na laterální aspekt hlavičky fibuly (HFIB), *tuberositas tibiae* (TTUB), přední části holenní kosti (SHN1), vnější (LMAL) a vnitřní kotník (MMAL) s tím, že poslední jmenovaná značka byla pouze kalibrační a pro samotné snímání pohybu byla odstraněna (Obrázek 8). Základní rovina segmentu byla definována podélnou osou protínající střed kolenního kloubu a kotníku a osou protínající značky umístěné na vnějším a vnitřním kotníku. Vertikální osa souřadného systému bérce byla definována středem kotníku a kolenního kloubu, anteroposteriorní osa byla kolmá na základní rovinu

a současně na osu protínající značky umístěné na vnějším a vnitřním kotníku. Mediolaterální osa byla kolmá na obě již definované osy.

#### *Segment zánoží*

Pět reflexních značek bylo použito pro definici a sledování pohybu zánoží. Dvě značky byly umístěny na zadní straně kalkanu distálně (CAL1) a proximálně (CAL2). Značka CAL2 byla pouze kalibrační a pro snímání záznamů pohybu byla odstraněna. Mezi těmito značkami byla umístěna hůlka s reflexní značkou na konci (CPEG). Další dvě značky byly umístěné na prominenci sustentaculum tali (STAL) a na laterální straně kalkanu (LCAL), ve stejné vzdálenosti od zadní strany paty jako STAL (Obrázek 8). Základní rovina byla definována spojnici značek na CAL1 a CAL2 a virtuálním bodem ležícím na spojnici přesně mezi značkami LCAL a STAL. Anteroposteriorní osa souřadného systému ležela v základní rovině a zároveň byla rovnoběžná s podložkou. Mediolaterální osa byla kolmá na základní rovinu a vertikální osa byla kolmá na obě předchozí osy.

#### *Segment tarso-metatarsálního komplexu*

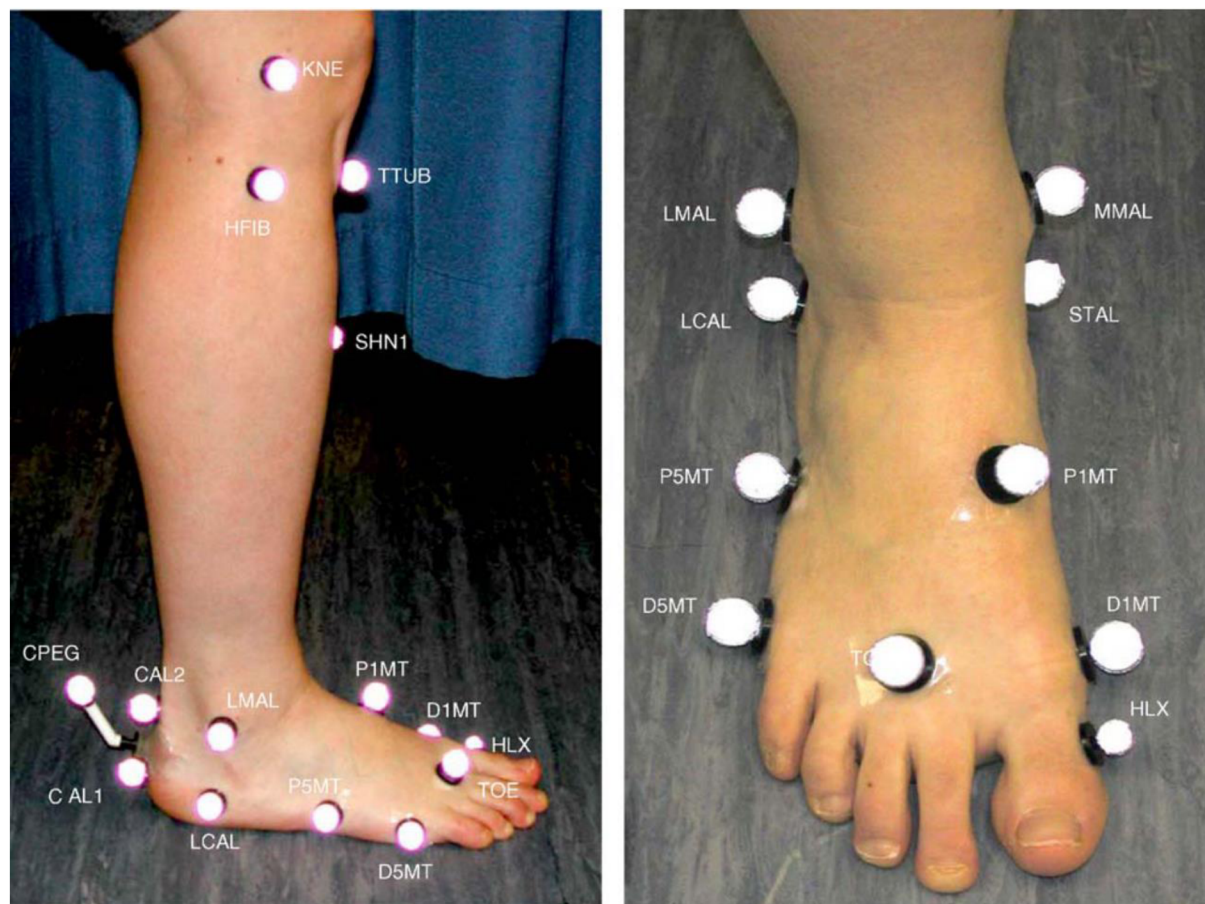
Z pěti značek definujících segment se dvě nacházely na bázích prvního (P1MT) a pátého metatarsu (P5MT). P1MT byla umístěna mediálně od šlachy *extensor hallucis longus*, P5MT byla na prominenci umístěna laterálně. Dvě značky byly umístěny na hlavičkách prvního (D1MT) a pátého (D5MT) metatarsu tak, aby jejich spojnice hlavičkami prvního a pátého metatarsu procházela. Poslední značka (TOE), která svou pozicí i názvem odkazuje na *Conventional Gait Model* (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990), byla umístěna mezi hlavičkou 2. a 3. metatarsu (Obrázek 8). Základní rovina byla definována značkami umístěnými na hlavičkách prvního a pátého metatarsu a na bázi pátého metatarsu. Anteroposteriorní osa byla definována jako projekce přímky protínající střed spojnice značek P1MT a P5MT a značku TOE do základní roviny. Vertikální osa byla kolmá na základní rovinu a mediolaterální osa byla kolmá na obě předešlé osy.

##### *2.5.2.1 Segment palce*

Jediná značka definující segment palce a sledující jeho pohyb (HLX) byla umístěna na vnější straně proximálního článku palce (Obrázek 8). Anteroposteriorní osa byla vedena skrze značky D1MT a HLX rovnoběžně s podložkou, mediolaterální osa byla zarovnána s odpovídající osou tarso-metatarsálního komplexu.

## Obrázek 8

### Umístění reflexních značek Oxford Foot Model



Poznámka. Převzato a upraveno z Stebbins et al. (2006).

### 2.5.3 Výpočet relativních úhlů mezi segmenty

Pro výpočet relativních úhlů mezi segmenty byla použita metoda JCS (Grood & Suntay, 1983). Výhodou modelu bylo, že zatímco řada jiných multisegmentálních modelů vztahovala výpočet relativních úhlů při pohybu k neutrální kalibrační pozici, při které byla hodnota všech úhlů definována jako nulová (Leardini et al., 1999; Moseley et al., 1996), *Oxford Foot Model* pracoval s nenulovým úhlem mezi segmenty i při statickém kalibračním snímku. To otevíralo možnosti použití i v případech deformit, kde nebylo požadované neutrální pozice možné dosáhnout (Stebbins et al., 2006).

Relativní úhel zánoží vůči bérce byl určen v sagitální rovině (plantární/dorzální flexe) jako pohyb kolem mediolaterální osy bérce, ve frontální rovině (inverze/everze) jako pohyb kolem anteroposteriorní osy zánoží, osa pohybu v transverzální rovině (abdukce/addukce) byla na předešlé osy kolmá.

Relativní úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží byl určen v sagitální rovině jako pohyb kolem mediolaterální osy zánoží, ve frontální rovině jako pohyb kolem

anteroposteriorní osy tarso-metatarsálního komplexu, osa pohybu v transverzální rovině byla na předešlé osy kolmá.

Relativní úhel palce vůči tarso-metatarsálnímu komplexu byl určen pouze v sagitální rovině jako pohyb kolem mediolaterální osy tarso-metatarsálního komplexu.

#### 2.5.4 Reliabilita Oxford Foot Model

Hlavním důvodem vzniku *Oxford Foot Model* bylo vytvořit spolehlivý model vhodný pro zdravou i patologickou dětskou populaci. V původní práci Stebbins et al. (2006) posuzovala reliabilitu měření pěti různých variant *Oxford Foot Model* na vzorku 14 zdravých dětí. Probandi absolvovali celkem tři měření v časovém rozmezí dvou týdnů a šesti měsíců. U všech variant práce autorka popsala dobrou reliabilitu modelu v sagitální a frontální rovině, nejméně konzistentní pak byla u segmentu zánoží v rovině transverzální, kde však došlo při vyřazení hůlky s reflexní značkou CPEG ze statické kalibrace k významnému zlepšení (Stebbins et al., 2006). To odpovídá i zjištění studie, ve které se autoři zaměřili na citlivost modelu vůči nesprávnému umístění konkrétních reflexních značek. Klinicky významný vliv na zaznamenaný pohyb zánoží vůči bérce a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží mělo právě chybné umístění značky CPEG. Zároveň bylo zjištěno, že vertikální posunutí značek D5MT a P5MT mělo významný vliv na pohyb tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží v sagitální a frontální rovině (Carty et al., 2015). V jiné studii byla zkoumána intra-rater reliabilita během různých fází chůzového cyklu na vzorku osmi zdravých dětí. Stejně jako v předchozí studii byly nalezeny rozdíly mezi jednotlivými rovinami. Nejvyšší míra reliability byla pozorována v sagitální rovině, následně v rovině frontální a nejnižší míra reliability byla pozorována v rovině transverzální. Hodnota chyby měření (typical error of measurement) se pohybovala od 0,9° do 8,6° napříč rovinami. Míra spolehlivosti během jednotlivých fází chůzového cyklu byla konzistentní (Curtis et al., 2009).

McCahil et al. (2018) testovala intra-rater a inter-rater reliabilitu modelu u skupiny 15 zdravých dětí, u 15 dětí s *pes equinovarus congenitus* (koňská noha) a u 15 dětí trpících dětskou mozkovou obrnou. Studie potvrdila dobrou intra-rater spolehlivost *Oxford Foot Model* u zdravé dětské populace s průměrným rozdílem napříč všemi zkoumanými kinematickými proměnnými o hodnotě 4,8°. U testovaných patologických populací byla nalezena ještě vyšší míra intra-rater reliability s průměrným rozdílem 4,1° u dětí s dětskou mozkovou obrnou a 2,9° u dětí s *pes equinovarus congenitus*. U inter-rater reliability, která byla posuzována pouze u poslední zmíněné skupiny, dosahoval průměrný rozdíl mezi hodnotiteli hodnoty 3,6°. Stejně jako v předešlých studiích byla nejnižší míra reliability zaznamenána u pohybů v transverzální rovině.

Přestože původně navržen pro dětskou populaci, *Oxford Foot Model* byl často využíván také pro kinematickou analýzu nohy dospělých jedinců, což s sebou neslo potřebu

kvantifikovat míru spolehlivosti měření i u této skupiny. Wright et al. (2011) ve své práci posuzovala míru intra-rater reliability dvou různých variant modelu během počátku a konce stejné fáze chůze u 17 zdravých dospělých probandů. Výsledky ukázaly vyšší míru reliability než u dětí u obou testovaných variant. U varianty pracující s nulovou hodnotou úhlů mezi segmenty během kalibračního snímku nepřekročila hodnota chyby měření  $2,45^\circ$  (standard error of measurement, SEM) a vnitrotřídní korelační koeficient (ICC) se pohyboval nad hodnotou 0,83. U varianty s nenulovou hodnotou úhlů mezi segmenty v kalibrační pozici pak nepřekročila hodnota chyby měření  $3,14^\circ$  ( $ICC \geq 0,90$ ) v sagitální a transverzální rovině. Nižší míra reliability byla zaznamenána ve frontální rovině při maximální hodnotě chyby  $4,86^\circ$  ( $ICC \geq 0,77$ ). V další studii byla posuzována between-days a inter-rater reliability *Oxford Foot Model* během první a druhé poloviny stejné fáze (van Hove et al., 2015). Jak between-days, tak inter-rater reliability vykazovala lepší hodnoty v první polovině stejné fáze s maximální hodnotou chyby měření (SEM)  $4,53^\circ$ , respektive  $2,49^\circ$ , oproti druhé polovině stejné fáze s maximální hodnotou chyby měření  $5,49^\circ$ , respektive  $4,40^\circ$ .

Reliability *Oxford Foot Model* byla testována také během klinického testu sestupu ze schodu čelně a bokem (Lucareli et al., 2016). V rámci studie, které se zúčastnilo pět zdravých dospělých jedinců, byla posuzována míra inter-session a inter-rater reliability modelu. Výsledky odhalily vysokou míru inter-session reliability s maximální chybou měření (SEM)  $1,94^\circ$  a  $2,43^\circ$  při sestupu ze schodu čelně, respektive bokem a inter-rater reliability s maximální chybou  $2,01^\circ$  a  $1,89^\circ$  při sestupu ze schodu čelně, respektive bokem.

Milner a Brindle (2016) posuzoval between-days a inter-trial reliability *Oxford Foot Model* při chůzi a běhu v obuvi na skupině 18 zdravých dospělých mužů. Reflexní značky byly umístěné na pokožce skrze otvory vyřezané v použité obuvi. Míra inter-trial reliability, která je brána jako indikátor přirozené variability pohybu, byla celkově mírně vyšší u běhu, s 22 kinematickými parametry dosahujícími excelentní reliability ( $ICC > 0,90$ ), než u chůze, s 15 kinematickými parametry dosahujícími excelentní reliability. Míra between-days reliability byla o něco nižší ( $ICC = 0,61-0,99$ ), avšak srovnatelná u podmínky chůze i běhu.

Nedávná studie na 10 probandech posuzovala inter-rater reliability mezi třemi hodnotiteli pocházejícími z různých profesních oborů. Zjištěné výsledky se nevymykaly běžně popisovaným hodnotám vyjma pohybu tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží v transverzální rovině, kde zjištěná chyba představovala 126 % celkového rozsahu pohybu (Reay et al., 2022).

### 2.5.5 Klinické využití modelu

Za pomoci *Oxford Foot Model* byla posuzována celá řada deformit a patologických stavů v oblasti nohy a dolních končetin. Jako příklad lze uvést použití modelu pro porovnání skupiny dětí s diagnostikovaným varózním předonožím (10 probandů) s kontrolní skupinou

(11 probandů). Na základě kinematické analýzy jednotlivých segmentů nohy byl pohyb zánoží ve frontální a sagitální rovině identifikován jako jeden z klíčových parametrů pro diagnostikování varózního předonoží (Alonso-Vázquez et al., 2009).

S využitím *Oxford Foot Model* byla porovnávána také skupina dospělých probandů trpících syndromem patelofemorální bolesti (26 probandů) s kontrolní skupinou (20 probandů). Při analýze kinematických dat bylo u skupiny s patologií zjištěno významně dřívější dosažení maximální everze zánoží a větší rozsah pohybu zánoží v sagitální rovině (Barton, Levinger, Webster, et al., 2011). Současně byla data použita k posouzení vztahu mezi statickým hodnocením postury nohy pomocí *Foot Posture Index* a kinematickými proměnnými spojovanými se syndromem patelofemorální bolesti během chůze (Barton, Levinger, Crossley, et al., 2011).

Schopnost modelovat segment palce byla využita ve studii porovnávající 20 dospělých pacientů trpících deformitou *hallux valgus* s kontrolní skupinou 22 probandů. U probandů s deformitou *hallux valgus* byla pozorována vyšší dorzální flexe palce vůči tarso-metatarsálnímu komplexu ve fázi konečného stoje a zvýšená everze zánoží vůči bérci ve fázi mezistoje a konečného stoje (Deschamps et al., 2010).

*Oxford Foot Model* našel uplatnění i při funkční analýze plochonoží. Při porovnání skupiny 9 probandů s diagnostikovaným plochonožím a kontrolní skupiny 10 probandů byla u první skupiny zjištěna vyšší plantární flexe a abdukce tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží a addukce zánoží vůči bérci společně s trendem ke zvýšené everzi zánoží vůči bérci (Levinger et al., 2010). Vyšší everze zánoží při diagnostikovaném plochonoží byla pozorována i ve studii, která porovnávala skupinu 14 dětí se symptomatických plochonožím, 21 dětí s asymptomatickým plochonožím a 11 dětí v rámci kontrolní skupiny. Zajímavé bylo, že mezi oběma patologickými skupinami rozdíl v kinematice nohy nalezen nebyl (Hösl et al., 2014). Podobné výsledky byly publikovány ve studii porovnávající skupinu 42 dětí s diagnostikovaným flexibilním plochonožím s kontrolní skupinou (41 dětí). U dětí s diagnostikovaným plochonožím bylo zaznamenáno vyšší maximum everze zánoží vůči bérci a vyšší supinace tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží (Kothari et al., 2015). *Oxford Foot Model* byl použit také při posuzování vlivu postury nohy na problémy proximálních kloubů dolních končetin u dětí (Kothari et al., 2016). V novější studii bylo pomocí modelu na vzorku 106 dětí posuzováno, které kinematické parametry odlišují symptomatické plochonoží od běžnější asymptomatické varianty. Výsledky naznačily, že hlavní rozdíly mezi oběma variantami se nacházejí v pohybu nohy v transverzální rovině (Kerr et al., 2019).

Raná verze *Oxford Foot Model* přispěla také k hodnocení funkčních změn v oblasti nohy u pacientů s revmatoidní artritidou. Při porovnání s pětičlennou kontrolní skupinou byla u 11 probandů trpících revmatoidní artritidou zjištěna vyšší míra everze a abdukce zánoží a nižší rozsah pohybu tarso-metatarsálního komplexu ve všech třech anatomických rovinách.

Zaznamenána byla také nižší míra extenze palce ve fázi konečného stoje (Woodburn et al., 2004). Vyšší míra everze zánoží byla oproti kontrolní skupině (23 probandů) pozorována i u pacientů s revmatoidní artritidou spřaženou s plochonožím s bolestivými projevy (Turner et al., 2003). Zvýšená everze zánoží vůči bérce provázela i pacienty (12 pacientů, 12 zdravých probandů) v rané fázi této nemoci (Turner et al., 2006). S použitím modelu byly popsány i biomechanické parametry nohy pacientů trpících revmatoidní artritidou s vážnou deformitou v oblasti předonoží, zánoží či obou oblastí zároveň (Turner & Woodburn, 2008). U dětských pacientů s juvenilní idiopatickou artritidou (11 symptomatických, 14 v kontrolní skupině) byla taktéž pozorována zvýšená everze zánoží během stojné fáze. Současně studie poukázala na fakt, že statické metody vyšetření nohy nedokáží včas rozpoznat deformitu plochonoží u této skupiny pacientů, a proto by dřívější nasazení prostorové analýzy pohybu mohlo se včasnou diagnózou pomoci (Merker et al., 2015).

*Oxford Foot Model* byl také použit k popsání vzájemného pohybu segmentů nohy u probandů s diagnostikovaným *pes equinovarus congenitus* při chůzi (Theologis et al., 2003) i k objektivnímu hodnocení specifické léčby této deformity (Mindler et al., 2014). U pacientů po operaci zlomeniny kalkaneu byl pomocí *Oxford Foot Model* posuzován efekt zákroku na pohyb zánoží vůči bérce. Hodnocen byl rovněž vzájemný vztah výstupů prostorové kinematické analýzy, výpočetní tomografie a dotazníku vyplňovaného pacienty (van Hove et al., 2015). S použitím modelu bylo také zjištěno, že omezení rozsahu pohybu přetrvává i rok po prodělané zlomenině kotníku (Wang et al., 2010). Analýza chůze pomocí *Oxford Foot Model* rovněž odhalila změny v intersegmentálních pohybech nohy u těhotných žen, pravděpodobně související se změnou strategie zachování maximální úrovně posturální stability (Song et al., 2020).

## **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíle práce**

#### **Hlavní cíl práce**

Porovnat multisegmentální model založený na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při určení okamžitého efektu aplikace ortopedických stélek na kinematiku nohy ve stojné fázi chůze.

#### **Dílčí cíl 1 (studie 1)**

Pomocí multisegmentálního modelu nohy posoudit okamžitý vliv mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze chůze ve třech anatomických rovinách.

#### **Dílčí cíl 2 (studie 1)**

Pomocí multisegmentálního modelu nohy posoudit okamžitý vliv retrokapitální peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze chůze ve třech anatomických rovinách.

#### **Dílčí cíl 3 (studie 2)**

Porovnat schopnost multisegmentálního modelu založeného na metodě *CAST* a modelu *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci během stojné fáze chůze ve třech anatomických rovinách.

#### **Dílčí cíl 4 (studie 2)**

Porovnat schopnost multisegmentálního modelu založeného na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze chůze ve třech anatomických rovinách.

### **3.2 Výzkumné hypotézy**

#### **Hypotéza 1 (studie 1)**

Při chůzi s mediální patní pelotou dojde ke snížení everze zánoží a zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu během středního a konečného stoje.



Odůvodnění hypotézy: Vzhledem k tvaru a umístění mediální patní peloty, která má podobu klínu umístěného pod sustentaculum tali, a tedy působí jako mechanická překážka, lze během stojné fáze očekávat omezení pohybu ve frontální rovině směrem do everze. Efekt snížení everze nohy či zánoží při aplikaci obdobných ortotických prvků byl popsán i dalšími autory (Bonifácio et al., 2018; Liu et al., 2012; Telfer et al., 2013). Snížení relativní everze zánoží (vůči bérci) se velmi pravděpodobně projeví zvýšením relativní everze tarso-metatarsálního komplexu (vůči zánoží).

### **Hypotéza 2 (studie 1)**

Při chůzi s retrokapitální pelotou dojde ke zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu v druhé polovině stojné fáze a ke zvýšené abdukci zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během celé stojné fáze.

Odůvodnění hypotézy: Retrokapitální pelota je umístěna za hlavičkami 2. – 5. metatarsu, což při zatížení způsobí zvýšení everzního momentu tarso-metatarsálního komplexu. V rámci kompenzačního mechanismu ke snížení tlaku na laterální struktury dojde k vnější rotaci nohy (abdukce zánoží a tarso-metatarsálního komplexu) a tím k přenosu zatížení na mediální struktury (Rosenbaum, 2013).

### **Hypotéza 3 (studie 2)**

Míra shody mezi modelem založeném na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při porovnání schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci je ve všech třech anatomických rovinách vysoká.

Odůvodnění hypotézy: Lokální souřadné systémy zánoží jsou u obou modelů definovány rozdílně a na základě odlišných značek. Rozdílný počet značek je také využit ke sledování pohybu segmentu (vždy však minimálně tři značky). Přes rozdílný počet jsou značky určené ke sledování pohybu segmentu u obou modelů umístěny na anatomických prominencích stejné kostěné struktury (kalkaneu) a oba modely využívají stejné biomechanické konvence, což se v předešlém výzkumu ukázalo být pro podobu kinematických výstupů důležitější, než drobné rozdíly v umístění značek samotných (Ferrari et al., 2008), proto lze očekávat vysokou míru shody mezi modely.

### **Hypotéza 4 (studie 2)**

Míra shody mezi modelem založeném na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při porovnání schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení

tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží není ve všech třech anatomických rovinách vysoká.

Odůvodnění hypotézy: Definice lokálních souřadných systémů obou modelů je rozdílná, počet a především umístění značek určených ke sledování pohybu segmentu se výrazně liší, kdy jeden model umísťuje všechny sledovací značky spíše proximálně v oblasti bází metatarsů a druhý část značek umísťuje spíše distálně v oblasti hlaviček metatarsů. Referenčním segmentem pro tarso-metatarsální komplex je zánoží, které je u obou modelů definováno a sledováno odlišně. Při kombinaci všech těchto faktorů nelze očekávat vysokou míru shody mezi modely.

## 4 METODIKA VÝZKUMU

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do studie bylo rekrutováno 32 probandů, z toho 16 žen a 16 mužů, s průměrným věkem  $22,9 \pm 3,5$  roku, průměrnou hmotností  $67,9 \pm 10,4$  kg, průměrnou výškou  $173,7 \pm 10,3$  cm a dominantní pravou dolní končetinou. Inkluzivní kritéria byla absence vrozených či získaných poruch nervového a muskuloskeletálního systému, deformit či vážných poranění pánve, dolních končetin, subjektivně vnímané bolesti dolních končetin, neužívání ortopedických stélek či jiných druhů ortéz na pravidelné bázi.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury UP v Olomouci (Příloha 1) a všichni účastníci před měřením podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu (Příloha 2).

### 4.2 Postup měření

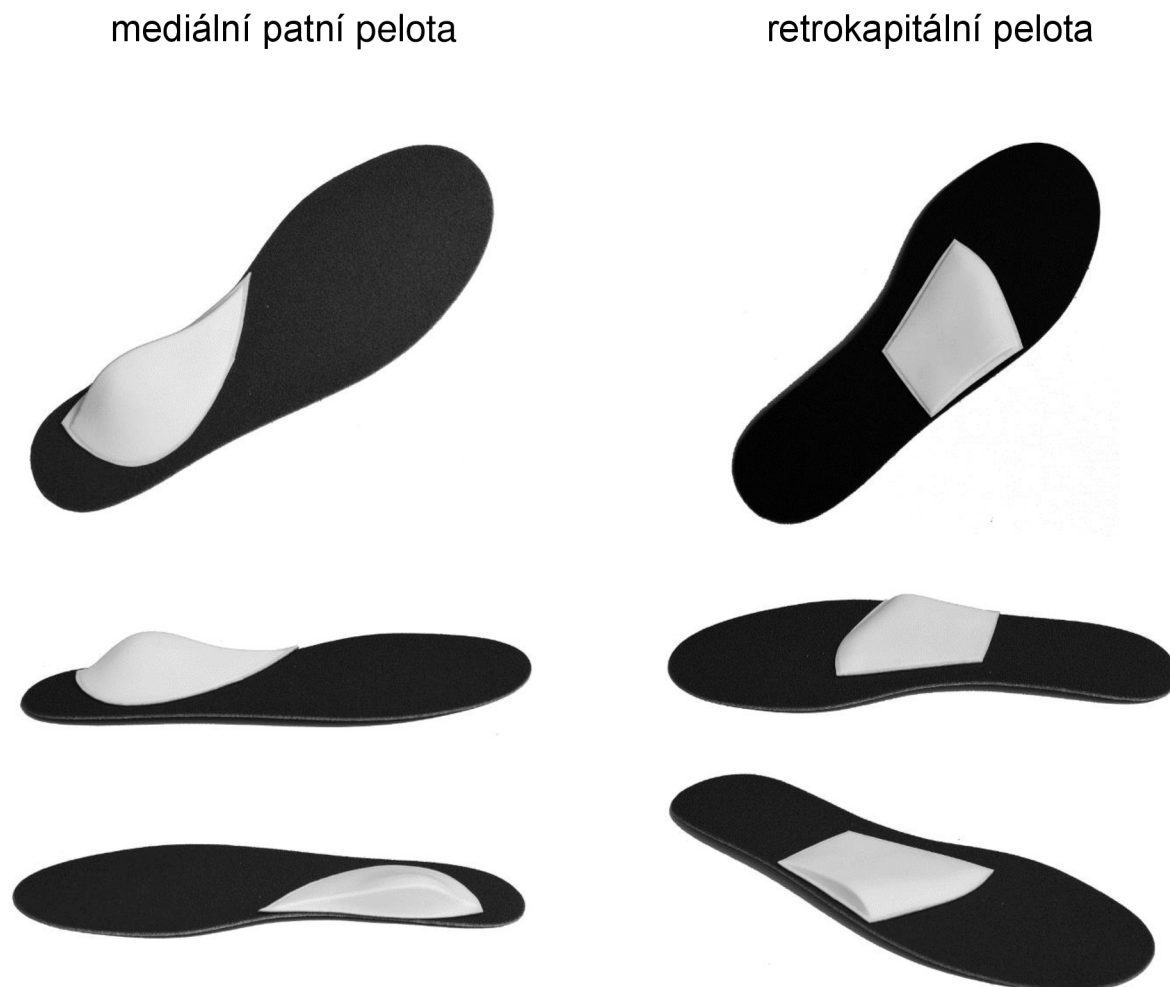
Před hlavním sběrem dat absolvovali probandi test dominance dolní končetiny metodou „kopnutí do míče“ dle van Melick et al. (2017). V rámci hlavního měření byla zaznamenána kinematická data chůze přirozenou rychlostí po 15 metrů dlouhém chodníku pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systems Ltd, Spojené království) s osmi kamerami operujícími na frekvenci 200 Hz. Probandi absolvovali měření v jednotné obuvi Pro Touch Drop Shot (IIC-INTERSPORT, Švýcarsko) vyhovující velikosti za tři experimentálních podmínek – chůze bez stélek, chůze s aplikovanou mediální patní pelotou a chůze s aplikovanou retrokapitální pelotou. Ortopedické stélky byly součástí testovací sestavy Novaped sensosystem case set (Schein Orthopädie Service KG, Německo), která disponuje identickými sety stélek a pelot pro všechny běžné velikosti nohy. Základní stélka byla vyrobena ze speciální tkaniny zpevněné polyetylenem, jednotlivé peloty pak z polyuretanu o přibližné tvrdosti 30 Shore A. Mediální patní pelota byla umístěna pod strukturou sustentaculum tali, retrokapitální pelota za hlavičkami 2. – 5. metatarsu (Obrázek 9).

Na těle probandů byl současně umístěn soubor pasivních reflexních značek o průměru 14 mm pro kinematický model dolních končetin a dva různé multisegmentální modely nohy. Reflexní značky pro model dolních končetin byly umístěny dle techniky *CAST* (Cappozzo et al., 1995). Značky určené pro definování segmentů (tzv. anatomické značky), jejich lokálních souřadných systémů a středů kloubů byly umístěny na přední a zadní horní trny kyčelní kosti pro definici segmentu pánve, mediální a laterální epikondyly femuru pro určení středu kolenního kloubu a mediální a laterální kotník pro určení středu kloubu hlezenního. Segment stehna byl definován proximálně středem kyčelního kloubu a distálně body na mediálním a laterálním epikondyly femuru. Segment bérce byl definován proximálně středem kolenního

kloubu a distálně body na mediálním a laterálním kotníku. Pevné destičky z tvrdého plastu se čtyřmi reflexními značkami neležícími v jedné ose (pevné klastry) byly s použitím pogumované strečové pásky upevněny na segmenty stehna a bérce pro účely sledování pohybu segmentů v prostoru.

### Obrázek 9

*Umístění mediální patní a retrokapitální peloty na základní stélce*



*Poznámka.* Umístění pelot je zobrazeno z dorzálního (nahore), laterálního (uprostřed) a mediálního (dole) pohledu. Převzato a upraveno z Klein et al. (2021).

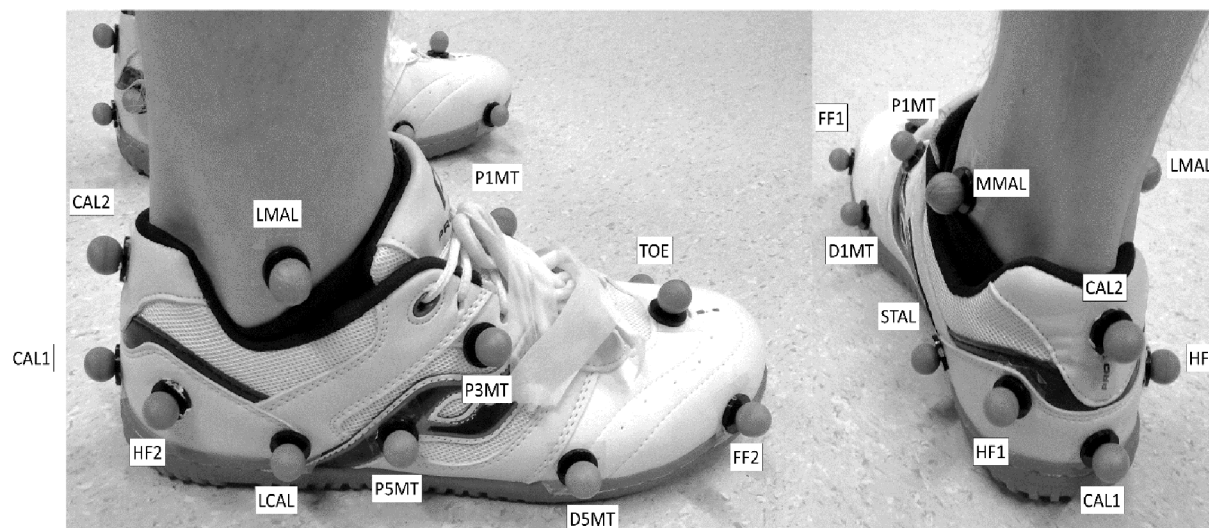
Reflexní značky pro oba modely nohy byly umístěny na povrch obuvi (Obrázek 10). Značky pro *Oxford Foot Model* byly umístěny dle Stebbins et al. (2006) s následujícími úpravami. Místo hůlky se značkou umístěnou na posteriorním aspektu kalkaneu, která slouží pro sledování pohybu zánoží, byla pro stejný účel využita značka umístěná na laterální straně

kalkaneu (HF2). Značka umístěná na prominenci sustentaculum tali (STAL) byla posunuta níže z důvodu konstrukce obuvi. Značka pro sledování pohybu palce nebyla použita, jelikož sledování pohybu palce není v případě použití standardní obuvi možné.

Základní rovina zánoží byla definována značkami umístěnými na distálním a proximálním konci posteriorní části kalkaneu (CAL1, CAL2) a bodem ležícím uprostřed na spojnici mezi značkou STAL a značkou umístěnou na laterálním aspektu kalkaneu (LCAL), která je situována ve stejné výšce a vzdálenosti od posteriorního aspektu paty jako STAL (Stebbins et al., 2006). Anteroposteriorní osa procházela bodem CAL1 v základní rovině, paralelně s podlahou. Mediolaterální osa byla na základní rovinu kolmá. Ke sledování pohybu zánoží byly použity HF2, CAL1, STAL a LCAL. Základní rovina tarso-metatarsálního komplexu byla definována značkami umístěnými na bázi pátého metatarsu (P5MT) a hlavičkách prvního a pátého metatarsu (D1MT, D5MT). Anteroposteriorní osa byla definována jako projekce přímky procházející virtuálním středem mezi značkou umístěnou na bázi prvního metatarsu (P1MT) a značkou P5MT a značkou umístěnou mezi hlavičkami druhého a třetího metatarsu (TOE) do základní roviny. Mediolaterální osa byla definována jako kolmice k anteroposteriorní ose ležící v základní rovině.

## Obrázek 10

*Umístění pasivních reflexních značek na noze z vnější (vlevo) a zadní (vpravo) strany*



*Poznámka.* CAL1 a CAL2 = Inferiorní a superiorní posteriorní strana kalkaneu; HF1 a HF2 = mediální a laterální strana kalkaneu; STAL = sustentaculum tali; LCAL = laterální aspekt kalkaneu; MMAL a LMAL = mediální a laterální kotník; P1MT, P5MT, and P3MT = báze 1. a 5. a mezi bázemi 3. a 4. metatarsu; D1MT a D5MT = hlavičky 1. a 5. metatarsu; TOE = mezi hlavičkami 2. a 3. metatarsu; data ze značek FF1 a FF2 nebyla v této studii využita. Převzato a upraveno z Klein et al. (2022).

Pro model na bázi *CAST* byla proximální část segmentu zánoží definována značkami umístěnými na laterálním a mediálním kotníku (MMAL, LMAL), distální část segmentu byla definována značkami STAL a LCAL. Ke sledování pohybu zánoží byla použita značka umístěná na mediální straně kalkaneu (HF1) a značky HF2, CAL1, STAL a LCAL. Proximální část tarso-metatarsálního komplexu byla definována značkami STAL a LCAL, distální část značkami D1MT a D5MT. Ke sledování pohybu tarso-metatarsálního komplexu byla použita značka umístěná mezi bází třetího a čtvrtého metatarsu (P3MT) a značky P1MT a P5MT. Data ze dvou nejvíce distálně umístěných značek (FF1, FF2) nebyla v rámci této studie využita. Definice segmentů a jejich souřadných systémů jsou pro oba modely souhrnně znázorněny v Tabulce 2.

**Tabulka 2**

*Definice segmentů nohy a os souřadných systémů u modelů dle CAST a Oxford Foot Model*

<b>CAST</b>							
	<b>Proximální část</b>		<b>Distální část</b>		<b>A/P osa</b>	<b>M/L osa</b>	<b>Sledovací značky</b>
	Laterální	Mediální	Llaterální	Mediální			
<b>Zánoží</b>	LMAL	MMAL	LCAL	STAL	Y	X	STAL, LCAL, HF1, HF2, CAL1
<b>TMT</b>	LCAL	STAL	D5MT	D1MT	Y	X	P1MT, P3MT, P5MT
<b>OFM</b>							
	<b>Základní rovina</b>	<b>A/P osa</b>		<b>M/L osa</b>	<b>Sledovací značky</b>		
<b>Zánoží</b>	CAL1, CAL2, virtuální střed mezi LCAL a STAL	z bodu CAL1 v základní rovině, paralelně s podlahou (Y)		kolmice vůči základní rovině (X)	STAL, LCAL, CAL1, HF2		
<b>TMT</b>	D1MT, D5MT, P5MT	projekce přímky z virtuálního středu bodů P1MT a P5MT k bodu TOE do základní roviny (Y)		kolmice k A/P ose ležící v základní rovině (X)	P1MT, P5MT, D5MT, TOE		

*Poznámka.* CAST = calibrated anatomical system technique; OFM = Oxford Foot Model; A/P = anteroposteriorní směr; M/L = mediolaterální směr. Pozice reflexních značek: CAL1 a CAL2 = inferiorně a superiorně od posteriorního aspektu kalkaneu; HF1 a HF2 = mediální a laterální strana kalkaneu; STAL = sustentaculum tali; LCAL = laterální aspekt kalkaneu; MMAL a LMAL = mediální a laterální kotník; P1MT, P5MT, a P3MT = báze 1. a 5. a mezi bázemi 3. a 4. metatarsu; D1MT a D5MT = hlavičky 1. a 5. metatarsu; TOE = mezi hlavičkami 2. a 3. metatarsu. Převzato a upraveno z Klein et al. (2022).

Po umístění všech reflexních značek byl pořízen kalibrační záznam stoje v relaxované poloze, na základě kterého byly definovány lokální souřadné systémy sledovaných tělesných segmentů. Následně byly z probandů sňaty anatomické reflexní značky. Značky určené pro sledování pohybu segmentů zůstaly umístěné po celou dobu měření. Pro každou ze tří podmínek, jejichž pořadí určil proband náhodným losem barevného míčku z neprůhledného váčku, bylo zaznamenáno 25 pokusů chůze. Před každou podmínkou proběhla pět minut trvající familiarizace.

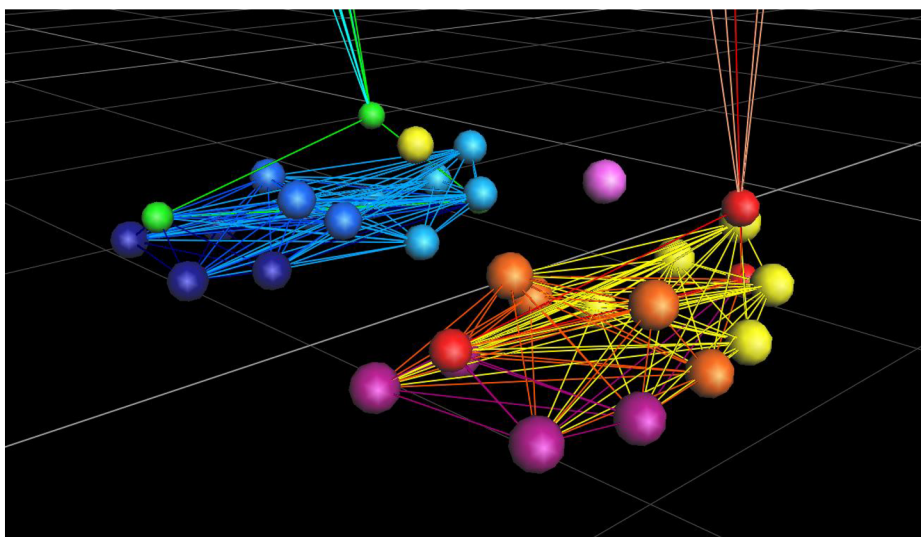
### 4.3 Zpracování a analýza dat

Kinematická data byla nejprve zpracována v programu Vicon Nexus 2.8 (Vicon Motion Systems Ltd, Spojené království), kde došlo k rekonstrukci prostorových souřadnic reflexních značek z rovinných souřadnic zachycených jednotlivými kamerami, označení zrekonstruovaných bodů dle předpřipraveného modelu a doplnění případných chybějících částí trajektorií jednotlivých bodů (Obrázek 11). Fáze chůzového cyklu byly určeny a označeny manuálně na základě lineárního zrychlení, rychlosti a vizuální kontroly trajektorií značek umístěných na patě a na přední části boty. Pro další analýzu byla použita stejná fáze chůzového cyklu, vždy jedna pro každý pokus chůze. Takto zpracovaná data byla exportována v otevřeném formátu C3D.

Následně byla data nahrána do softwaru Visual 3D 2020.09.1 (C-motion, MD, USA), kde byl na trajektorie bodů aplikován Butterworth filtr čtvrtého řádu s dolní propustí na frekvenci 6 Hz.

#### Obrázek 11

*Zrekonstruované a označené body na noze*



### 4.3.1 Specifika zpracování a analýzy dat studie 1

Na kinematická data byl aplikován biomechanický model na bázi *CAST* pro určení relativního pohybu segmentů se šesti stupni volnosti. Relativní úhly mezi segmenty byly určeny za použití Cardan-Eulerových úhlů s rotační sekvencí X – Y – Z odpovídající osám lokálních souřadných systémů. Bližší informace o použitém modelu nohy lze najít v kapitole *Specifika zpracování a analýzy dat studie 2*. Data byla časově normalizována na 100 % stejné fáze a vyexportována ve formátu TXT (textový soubor). Sledované kinematické proměnné byly relativní úhly mezi segmenty po celou dobu stejné fáze, maximální hodnota everze a abdukce zánoží vůči bérce a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží.

Statistická analýza byla provedena za využití knihovny *spm1d* ve verzi 0.4.2 (<http://www.spm1d.org/>) pro Python 3.7 a v programu SPSS 25.0 (IBM Corp., New York, USA). Pro posouzení efektu aplikace pelot na kinematiku nohy během celé stejné fáze byla použita statistická metoda pro analýzu vektorových polí *statistické parametrické mapování* – SPM (Pataky et al., 2015). K posouzení normality rozložení dat byl použit D'Agostino-Pearson test. Protože některá data nevyhověla předpokladu normálního rozložení, byla použita neparametrická verze statistické analýzy vektorových polí – SnPM (Nichols & Holmes, 2004; Pataky et al., 2015). Pro posouzení efektu aplikace pelot byl použit test SnPM ANOVA pro opakovaná měření ( $p < 0,05$ ) s jedním faktorem o třech úrovních (bez pelot, mediální patní pelota, retrokapitální pelota) a SnPM post hoc párový *t*-test s Bonferroniho korekcí ( $p < 0,0167$ ). Počet iterací pro všechny SnPM testy byl nastaven na hodnotu 10 000.

K ověření normálního rozložení maximálních úhlových hodnot byl použit Shapiro-Wilk test. Z důvodu nenormálního rozložení dat byl k posouzení rozdílu mezi dominantní a nedominantní stranou použit Wilcoxon test. Friedmanova ANOVA ( $p < 0,05$ ) s faktorem o třech úrovních (bez pelot, mediální patní pelota, retrokapitální pelota) a Wilcoxon post hoc test s Bonferroniho korekcí ( $p < 0,0167$ ) byly použity k určení rozdílu mezi jednotlivými podmínkami. Součástí statistické analýzy byl výpočet koeficientu velikosti účinku (*effect size*) *r* pro posouzení věcné významnosti výsledků (Fritz et al., 2012) s hodnotami 0,1–0,3 značící malý efekt, 0,3–0,5 značící střední efekt a 0,5 a více značící velký efekt (Cohen, 1977).

### 4.3.2 Specifika zpracování a analýzy dat studie 2

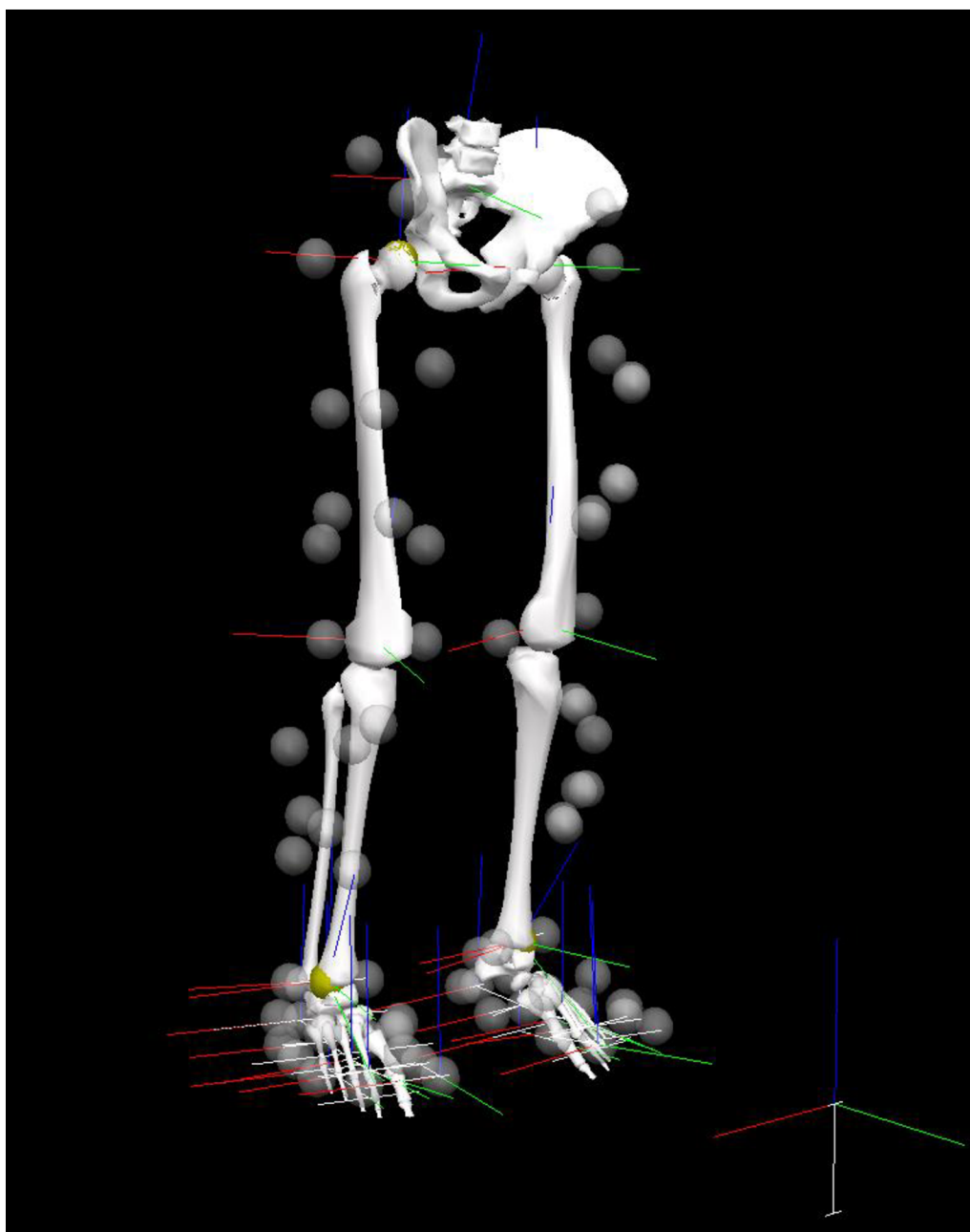
Z celkového počtu 25 pokusů chůze bylo pro analýzu použito 17 pokusů. Vyřazeny byly pokusy s chybějící trajektorií zrekonstruovaných značek o délce větší než 10 snímků pro značky umístěné na kůži a obuvi, 30 snímků pro značky na pevných klastrech či v případě zjevného rizika zkreslení dat při použití některé z metod k doplnění chybějící trajektorie. V programu Visual 3D byl na kinematická data současně aplikován biomechanický model dolních končetin na bázi *CAST* a dva multisegmentální modely nohy, *CAST* model a *Oxford Foot Model* (Obrázek 12). Pro nezávislé sledování pohybu segmentů se šesti stupni volnosti



byla u všech modelů použita metoda *segment optimization pose estimation*. U lokálních souřadných systémů byla osa X definována jako mediolaterální, osa Y jako anteroposteriorní a osa Z jako vertikální. Pohyb kolem os u sledovaných segmentů (bérec, zánoží, tarso-metatarsální komplex) poté značil plantární nebo dorzální flexi u osy X, inverzi nebo everzi u osy Y, abdukci nebo addukci u osy Z. Pro výpočet Cardan-Eulerových úhlů byla použita rotační sekvence X – Y – Z. Výsledná data byla časově normalizována na 100 % stojné fáze a vyexportována ve formátu TXT.

## Obrázek 12

*Lokální souřadné systémy při současné aplikaci dvou multisegmentálních modelů nohy*

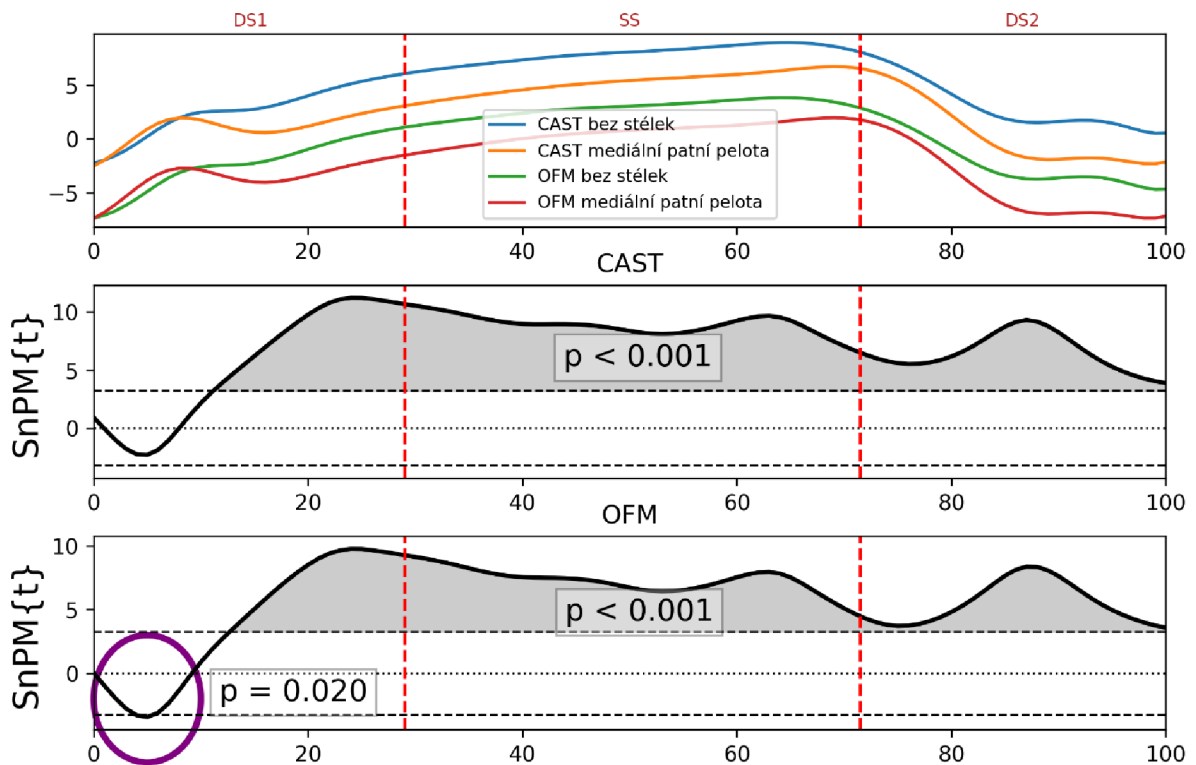


Statistická analýza byla provedena pomocí knihovny `spm1d` verze 0.4.3 (<https://spm1d.org/>) v programovacím jazyce Python 3.8. Pomocí testu D'Agostino-Pearson bylo zjištěno nenormální rozložení dat, proto byla použita neparametrická verze statistické analýzy vektorových polí SnPM (Nichols & Holmes, 2004; Pataky et al., 2015). Pro posouzení efektu mediální patní peloty na relativní úhly mezi sledovanými segmenty ve třech anatomických rovinách byl použit SnPM *t*-test ( $p < 0,05$ ) s počtem iterací 10 000. Statisticky testovány byly výstupy z obou modelů u každého probanda samostatně, vždy pro dominantní i nedominantní končetinu. V následujícím porovnání multisegmentálních modelů byly vůči sobě porovnávány odpovídající segmenty. Stojná fáze byla podle momentu počátečního kontaktu nohy s podložkou (*foot strike*) a momentu opuštění podložky (*foot off*) rozdělena na první dvouoporovou (DS1), jednooporovou (SS) a druhou dvouoporovou (DS2) podfázi. Schopnost každého z modelů zachytit efekt aplikace mediální patní peloty, znázorněný v analýze statisticky významnými klastry (*suprathreshold clusters*), byla porovnávána pro každou podfázi samostatně.

Výstupy pro každou z podfází byly následující: oba modely zachytily stejný efekt mediální patní peloty, oba modely souhlasně nezachytily žádný efekt, jeden z modelů zachytil efekt, zatímco druhý ne, modely zachytily opačný efekt. Za vysokou míru shody mezi modely byla považována situace, kdy *oba modely zachytily stejný efekt mediální patní peloty a oba modely souhlasně nezachytily žádný efekt mediální patní peloty dohromady ve více 70 % případů*. Vizuelní kontrola statistických výstupů SnPM ukázala přítomnost řady z časového hlediska drobných statisticky významných klastrů (*suprathreshold clusters*), velmi pravděpodobně bez klinické relevance. V době realizace studie nebyla autorům známa žádná data, která by dokládala minimální klinicky významnou velikost SnPM klastru pro tento typ studie, proto byly arbitrárně považovány za relevantní a zahrnuty do analýzy pouze statisticky významné oblasti trvající více než 5 % stojné fáze v rámci jednotlivých podfází (Obrázek 13).

### Obrázek 13

Příklad statisticky významného klastru nezahrnutého do analýzy (fialová značka)



*Poznámka.* Příklad analýzy statistického neparametrického mapování (SnPM). V horní části jsou úhlové křivky znázorňující pozici zánoží vůči bérci ve frontální rovině pro každou podmínku a model během stejné fáze chůze. Prostřední a spodní část znázorňuje výstup párového  $t$ -testu SnPM. Šedou barvou jsou vyznačené oblasti pod křivkou, kde byly křivky vyhodnocené jako statisticky významně rozdílné (suprathreshold clusters). Fialový ovál označuje oblast, která je menší než 5 % stejné fáze, a proto není považována za relevantní a není zahrnuta do analýzy. DS1 = první dvouoporová fáze; SS = jednooporová fáze; DS2 = druhá dvouoporová fáze; CAST = calibrated anatomical system technique, OFM = Oxford Foot Model. Převzato a upraveno z Klein et al. (2022).

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Studie 1

Mezi rychlostí chůze bez stélky ( $1,264 \pm 0,210 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) a rychlostí chůze s retrokapitální pelotou ( $1,276 \pm 0,206 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,150$ ). Rychlost chůze s mediální patní pelotou ( $1,289 \pm 0,207 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) byla statisticky významně vyšší ( $p = 0,009$ ) než rychlost chůze bez stélky, avšak vzhledem k tomu, že se jednalo o zvýšení rychlosti o 1,98 %, nebylo považováno za klinicky významné. Jelikož při aplikaci testu Wilcoxon nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou, byla pro posouzení efektu aplikace pelot použita data 64 nohou (32 probandů).

#### 5.1.1 Vliv aplikace pelot na maximální úhlové hodnoty everze a abdukce

Při aplikaci testu Friedmanova ANOVA byly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi podmínkami u zánoží i u tarso-metatarsálního komplexu (Tabulka 3).

#### Tabulka 3

*Výstupy testu Friedmanova ANOVA při posouzení vlivu mediální patní a retrokapitální peloty na medián (25. a 75. percentil) maximálních úhlových hodnot zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze*

	Bez pelot	Mediální patní pelota	Retrokapitální pelota	$p$
<b>Zánoží (stupně)</b>				
Everze	10,52 (8,44; 13,07)	9,29 (6,81; 12,23)	10,94 (8,38; 13,30)	< 0,001*
Abdukce	7,51 (5,59; 10,28)	8,76 (6,54; 11,02)	9,7 (7,79; 12,49)	< 0,001*
<b>TMT (stupně)</b>				
Everze	-5,19 (-7,79; -3,32)	-3,88 (-6,85; -1,76)	-4,95 (-7,48; -3,16)	< 0,001*
Abdukce	-0,55 (-2,27; 1,13)	-0,41 (-2,32; 1,42)	-0,3 (-2,20; 1,24)	0,001*

*Poznámka.* \* $p < 0,05$ ; TMT = tarso-metatarsální komplex. Převzato a upraveno z Klein et al. (2021).

Při aplikaci mediální patní peloty došlo ke snížení maximální everze zánoží vůči bérce o  $1,29^\circ$  (medián;  $p < 0,001$ ;  $r = 0,5$ ) a zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží o  $1,31^\circ$  (medián;  $p < 0,001$ ;  $r = 0,6$ ). Současně došlo ke zvýšení abdukce zánoží

a tarso-metatarsálního komplexu o 1,25° (medián;  $p < 0,001$ ;  $r = 0,4$ ), respektive o 0,15° (medián;  $p < 0,001$ ;  $r = 0,3$ ). Při aplikaci retrokapitální peloty došlo ke zvýšení abdukce zánoží vůči bérci komplexu o 2,19° (medián;  $p < 0,001$ ;  $r = 0,6$ ) a zvýšení abdukce tarso-metatarsálnímu vůči zánoží o 0,26° (medián;  $p = 0,009$ ;  $r = 0,2$ ). Souhrnné výsledky pro post hoc testy jsou uvedeny v tabulce 4.

**Tabulka 4**

*Statisticky významné post hoc párové porovnání testovaných podmínek*

Podmínky			Mediánový rozdíl (stupně)	$p$	$r$
<b>Zánoží</b>					
Everze	bez stélek	mediální patní pelota	1,29	< 0,001*	0,5
	mediální patní pelota	retrokapitální pelota	-1,65	< 0,001*	0,5
Abdukce	bez stélek	mediální patní pelota	-1,25	< 0,001*	0,4
	bez stélek	retrokapitální pelota	-2,19	< 0,001*	0,6
	mediální patní pelota	retrokapitální pelota	-0,94	< 0,001*	0,4
<b>TMT</b>					
Everze	bez stélek	mediální patní pelota	-1,31	< 0,001*	0,6
	mediální patní pelota	retrokapitální pelota	1,08	< 0,001*	0,6
Abdukce	bez stélek	mediální patní pelota	-0,15	< 0,001*	0,3
	bez stélek	retrokapitální pelota	-0,26	0,009*	0,2

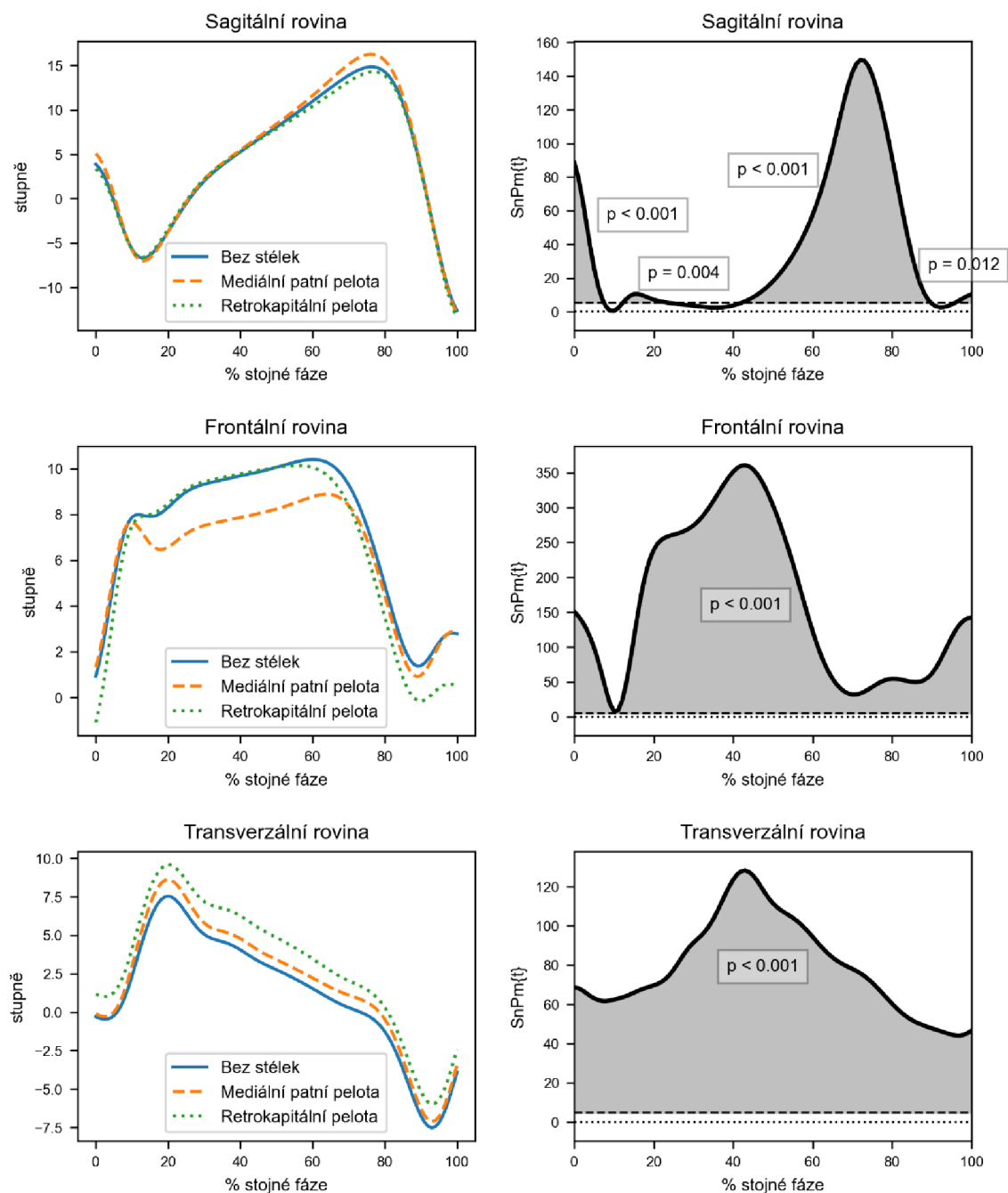
*Poznámka.* \* $p < 0,0167$ ;  $r$  = věcná významnost; TMT = tarso-metatarsální komplex. Převzato a upraveno z Klein et al. (2021).

### 5.1.2 Vliv aplikace pelot na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze

Při aplikaci SnPM ANOVA pro opakovaná měření byly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi podmínkami u zánoží (Obrázek 14) i u tarso-metatarsálního komplexu (Obrázek 15) ve všech třech anatomických rovinách.

Obrázek 14

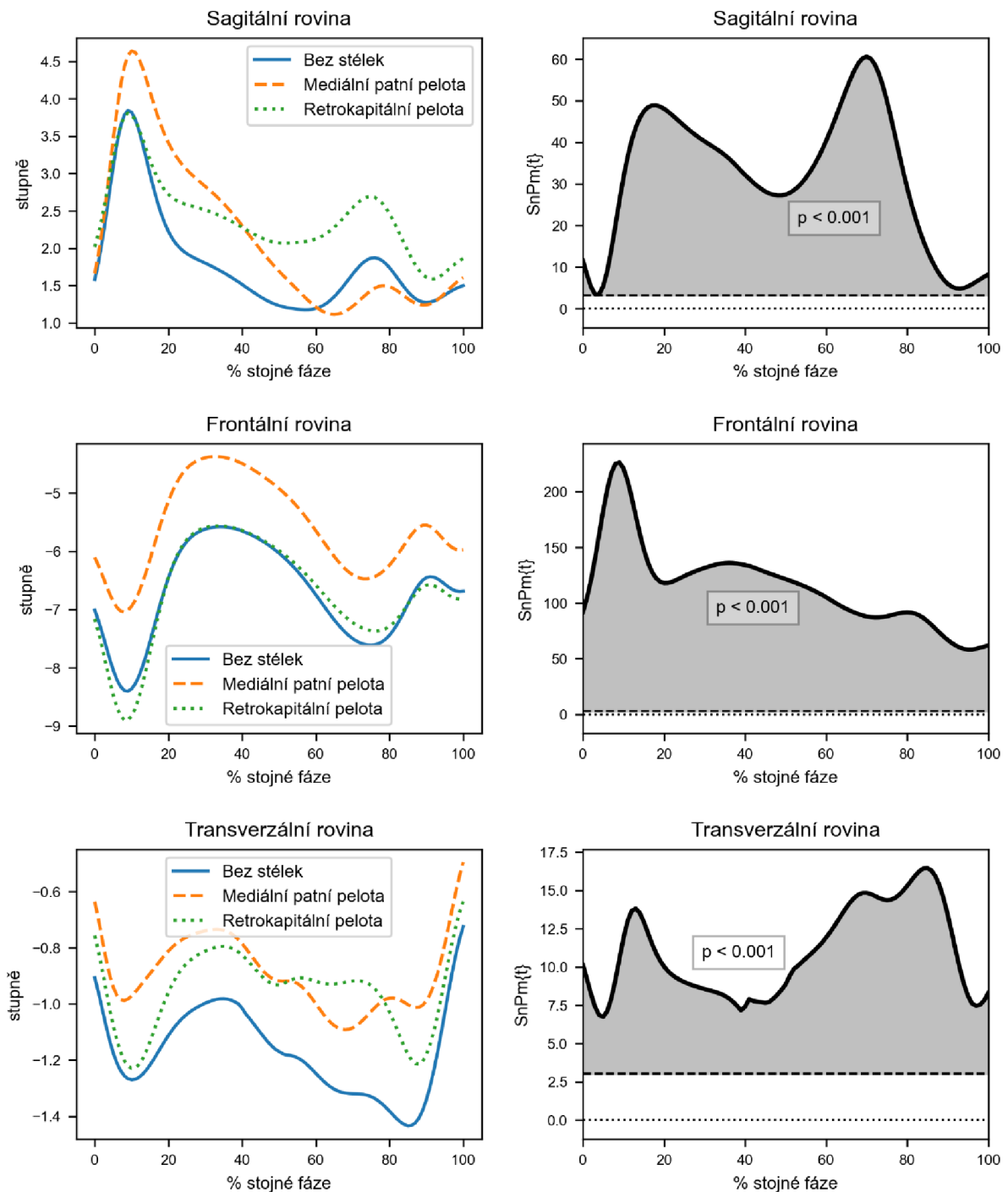
Grafické výstupy testu SnPM ANOVA pro opakovaná měření pro segment zánoží



*Poznámka.* Levý sloupec ukazuje průměrné úhlové křivky pro všechny tři testované podmínky. Pravý sloupec ukazuje statistický výstup SnPM ANOVA pro opakovaná měření. Horizontální osy znázorňují procenta stojné fáze, vertikální osy znázorňují velikost úhlu, respektive hodnotu testové statistiky. Šedé zóny představují oblasti, kde se křivky jednotlivých podmínek statisticky významně liší ( $p < 0,05$ ).

Obrázek 15

Grafické výstupy testu SnPM ANOVA pro opakovaná měření pro tarso-metatarsální komplex



*Poznámka.* Levý sloupec ukazuje průměrné úhlové křivky pro všechny tři testované podmínky. Pravý sloupec ukazuje statistický výstup SnPM ANOVA pro opakovaná měření. Horizontální osy znázorňují procenta stejné fáze, vertikální osy znázorňují velikost úhlu, respektive hodnotu testové statistiky. Šedé zóny představují oblasti, kde se křivky jednotlivých podmínek statisticky významně liší ( $p < 0,05$ ).

### 5.1.3 Vliv mediální patní peloty na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze (Hypotéza 1)

**Hypotéza 1: Při chůzi s mediální patní pelotou dojde ke snížení everze zánoží a zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu během středního a konečného stoje.**

Při aplikaci mediální patní peloty došlo v sagitální rovině ke zvýšení dorzální flexe zánoží během prvních pěti procent ( $p < 0,001$ ) a v oblasti mezi 45 % a 85 % stojné fáze ( $p < 0,001$ ). U tarso-metatarsálního komplexu došlo ke zvýšení extenze v oblasti mezi 5 % a 55 % stojné fáze ( $p < 0,001$ ) a ke snížení extenze v oblasti mezi 65 % a 80 % stojné fáze ( $p < 0,001$ ).

Ve frontální rovině došlo ke snížení everze zánoží po většinu (v oblasti mezi 10 % a 80 %) stojné fáze ( $p < 0,001$ ), u tarso-metatarsálního komplexu došlo ke zvýšení everze během celé stojné fáze ( $p < 0,001$ ).

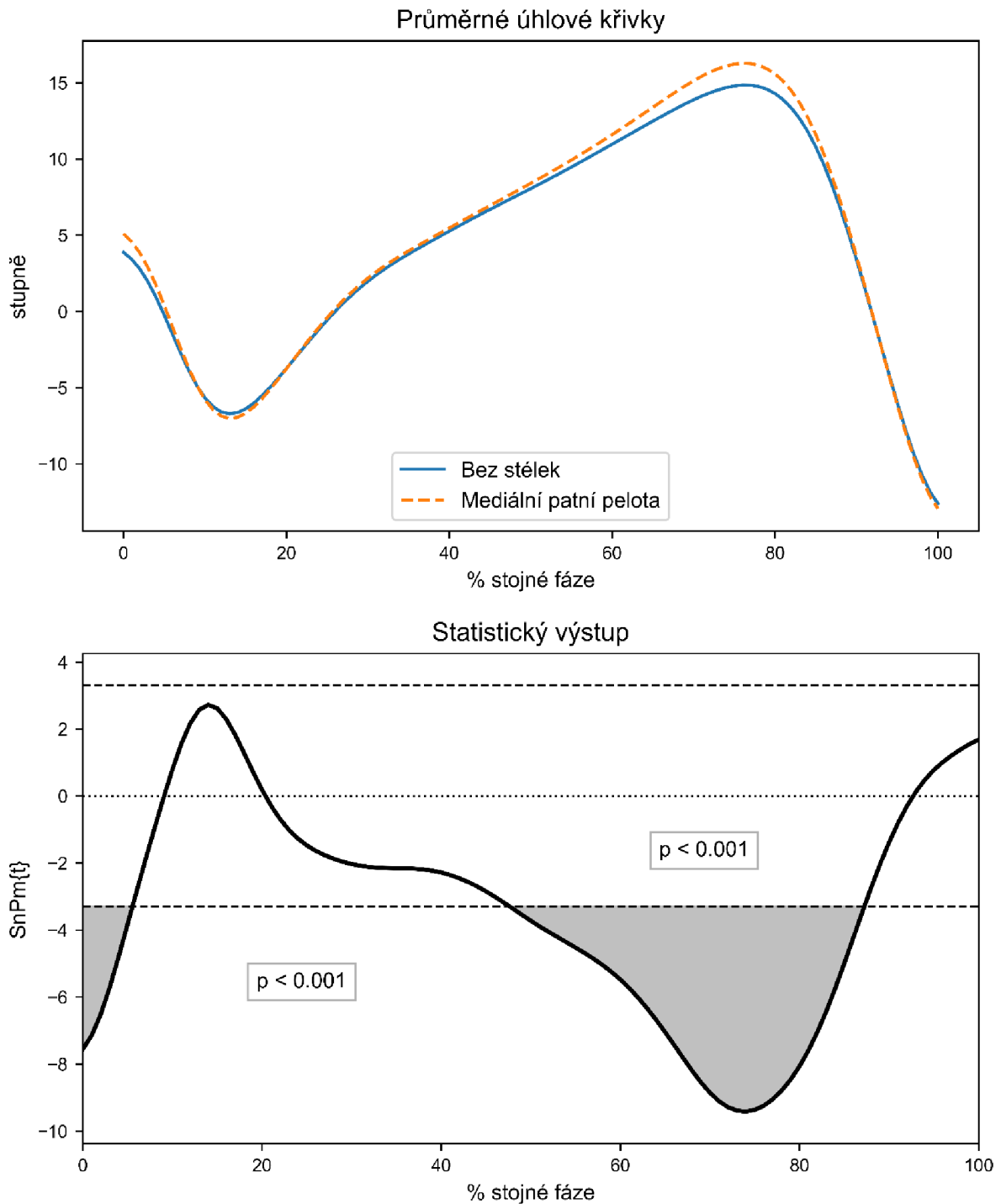
V transverzální rovině došlo při aplikaci mediální patní peloty ke zvýšení abdukce jak zánoží, tak tarso-metatarsálního komplexu po většinu (v oblasti mezi 10 % a 90 %,  $p < 0,001$ ), respektive během celé ( $p < 0,001$ ) stojné fáze. Výsledky post hoc testů jsou zobrazeny na obrázcích 16–21.

**Hypotézu 1 nelze zamítnout.**



**Obrázek 16**

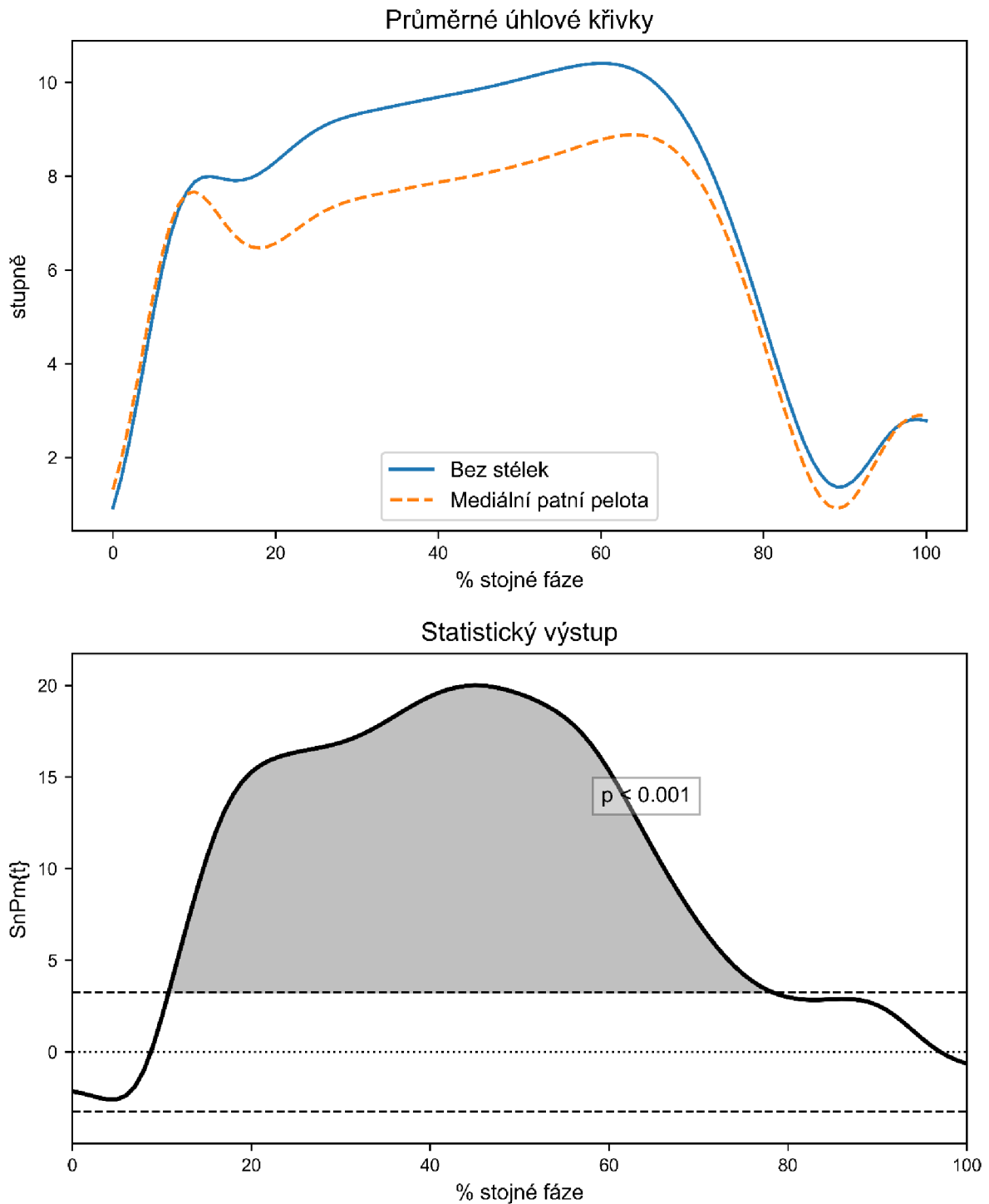
Grafický výstup SnPM párového t-testu pro segment zánoží v sagitální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérci během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) v sagitální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují dorzální flexi, záporné hodnoty značí plantární flexi. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového t-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

Obrázek 17

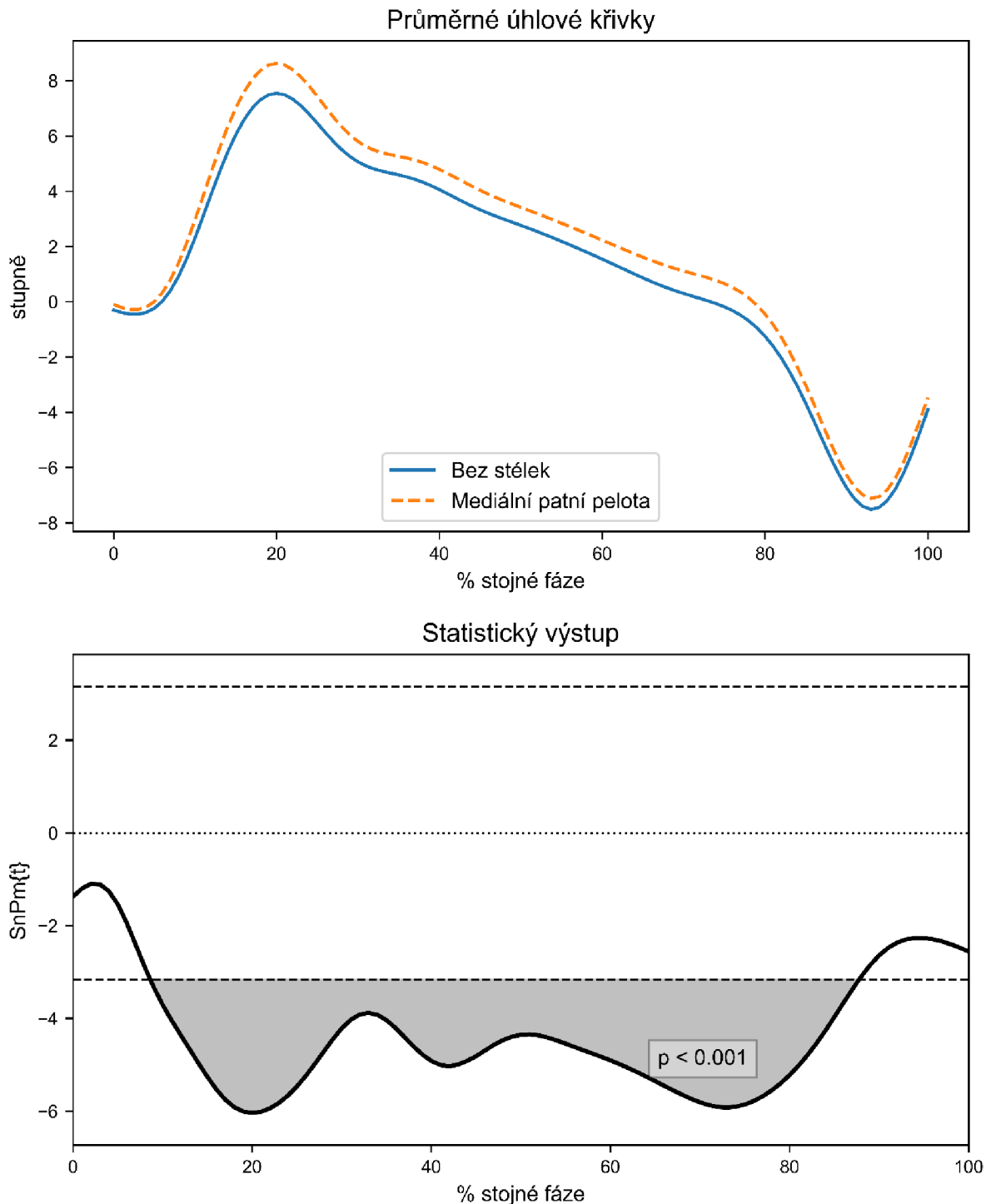
Grafický výstup SnPM párového  $t$ -testu pro segment zánoží ve frontální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérci během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) ve frontální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují pohyb do everze, záporné hodnoty značí pohyb do inverze. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového  $t$ -testu. Hladina statistické významnosti  $\alpha = 0,0167$ . SnPM{t} značí hodnotu testové statistiky.

Obrázek 18

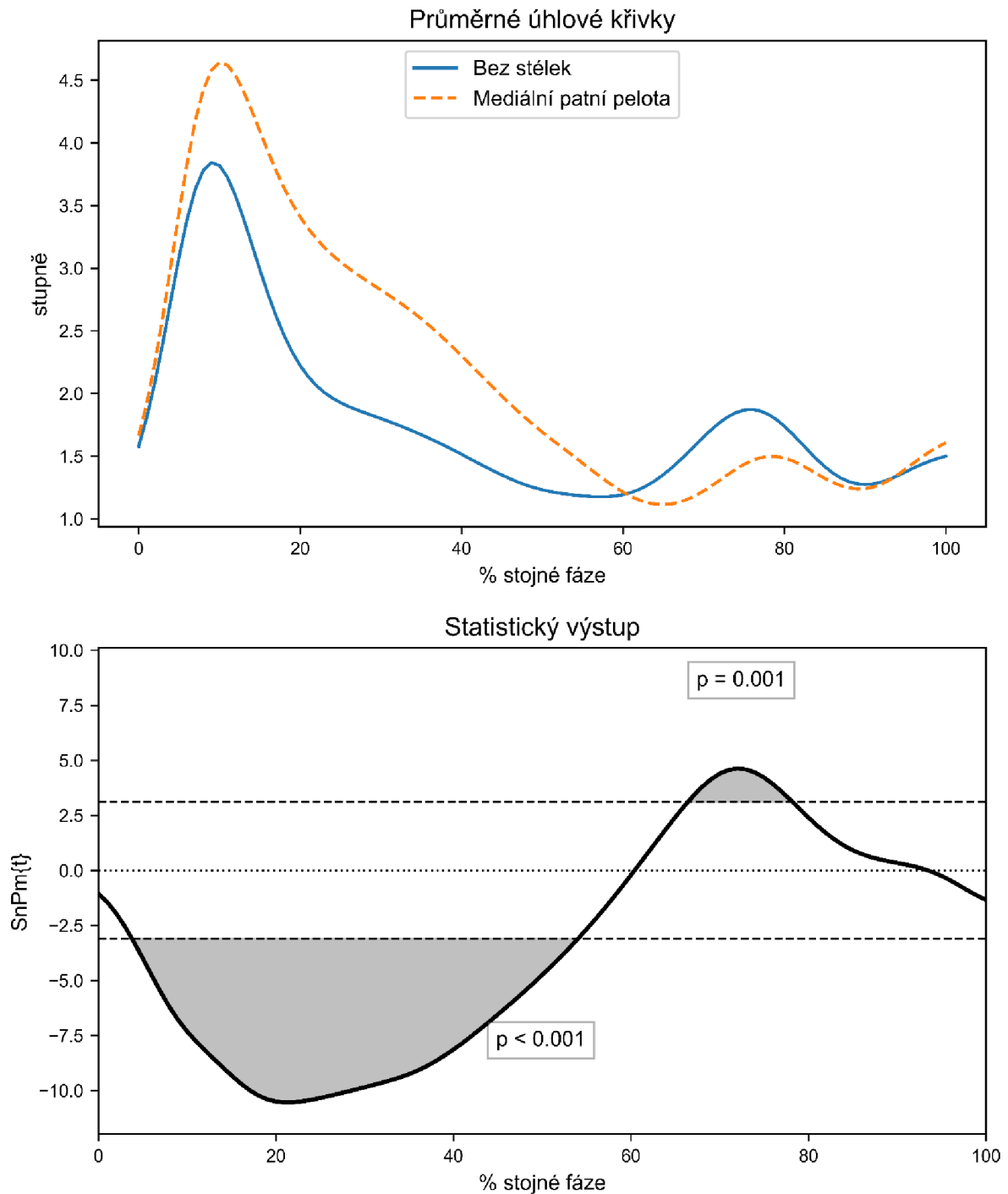
Grafický výstup SnPM párového  $t$ -testu pro segment zánoží v transverzální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérci během stejné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) v transverzální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují abdukci, záporné hodnoty značí addukci zánoží. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového  $t$ -testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

**Obrázek 19**

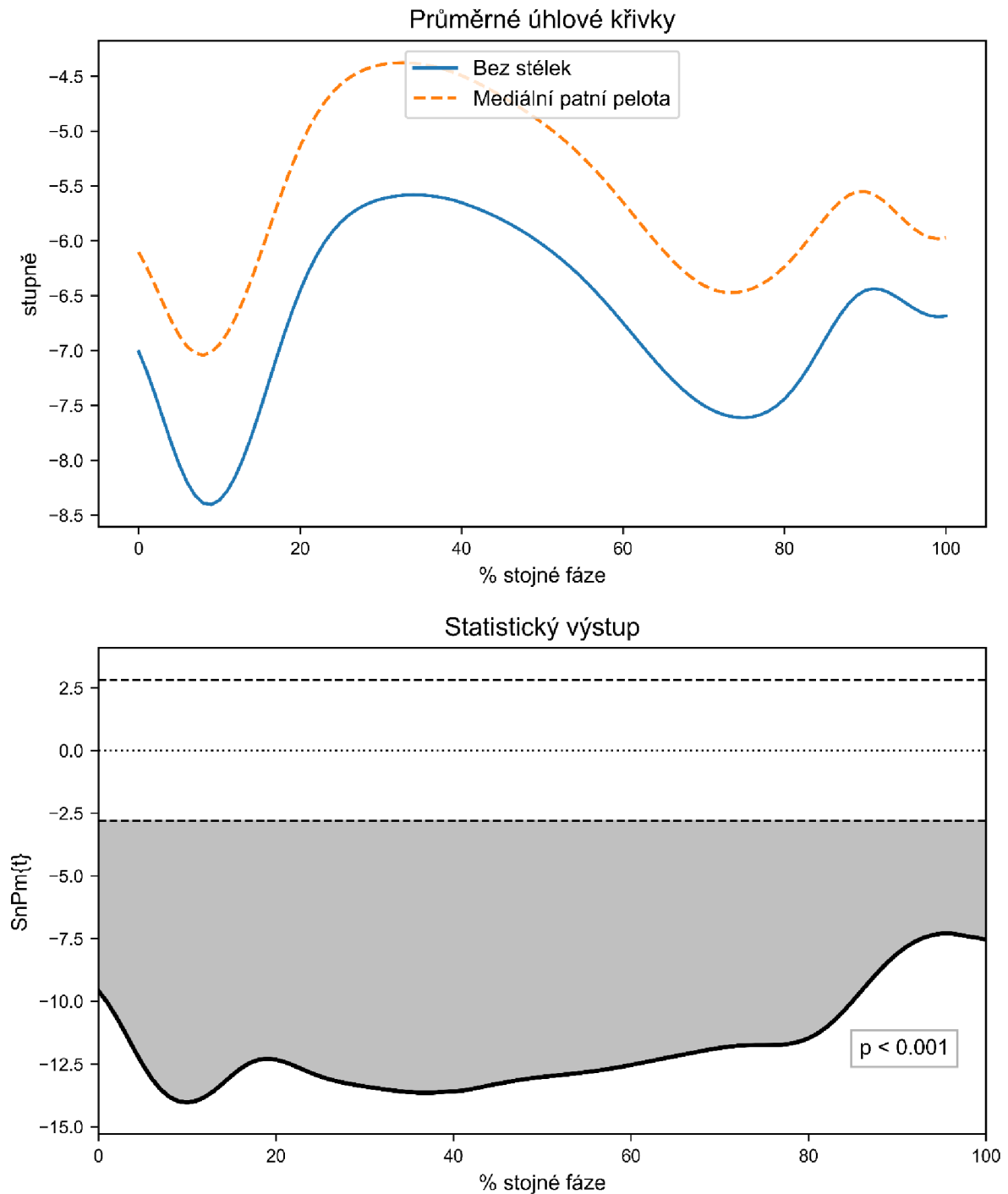
Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro tarso-metatarsální komplex v sagitální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) v sagitální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují extenzi, záporné hodnoty značí plantární flexi. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

## Obrázek 20

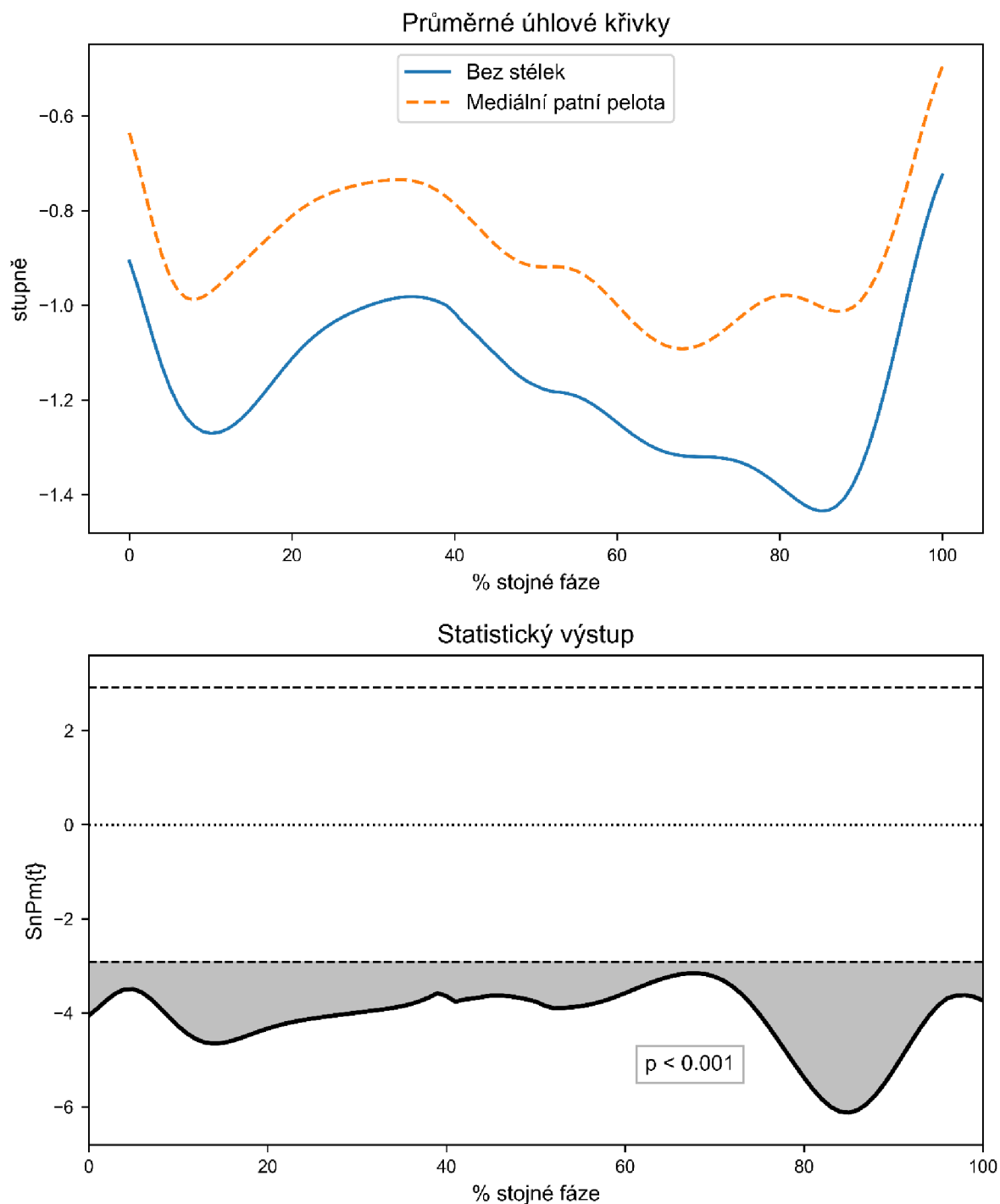
Grafický výstup SnPM párového  $t$ -testu pro tarso-metatarsální komplex ve frontální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoži během stejné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) ve frontální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují pohyb do everze, záporné hodnoty značí pohyb do inverze. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového  $t$ -testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPM(t) značí hodnotu testové statistiky.

Obrázek 21

Grafický výstup SnPM párového  $t$ -testu pro tarso-metatarsální komplex v transverzální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou mediální patní pelotou (modrá linie) v transverzální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují abdukci, záporné hodnoty značí addukci zánoží. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového  $t$ -testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

#### **5.1.4 Vliv retrokapitální peloty na relativní úhly zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během stojné fáze (Hypotéza 2)**

**Hypotéza 2: Při chůzi s retrokapitální pelotou dojde ke zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu v druhé polovině stojné fáze a ke zvýšené abdukci zánoží a tarso-metatarsálního komplexu během celé stojné fáze.**

Při aplikaci retrokapitální peloty došlo v sagitální rovině ke snížení dorzální flexe zánoží v oblasti mezi 50 % a 80 % stojné fáze ( $p < 0,001$ ) a zvýšení plantární flexe v posledních pěti procentech stojné fáze ( $p = 0,002$ ). U tarso-metatarsálního komplexu došlo ke zvýšení extenze po většinu stojné fáze (v oblasti mezi 20 % a 85 %,  $p < 0,001$ ).

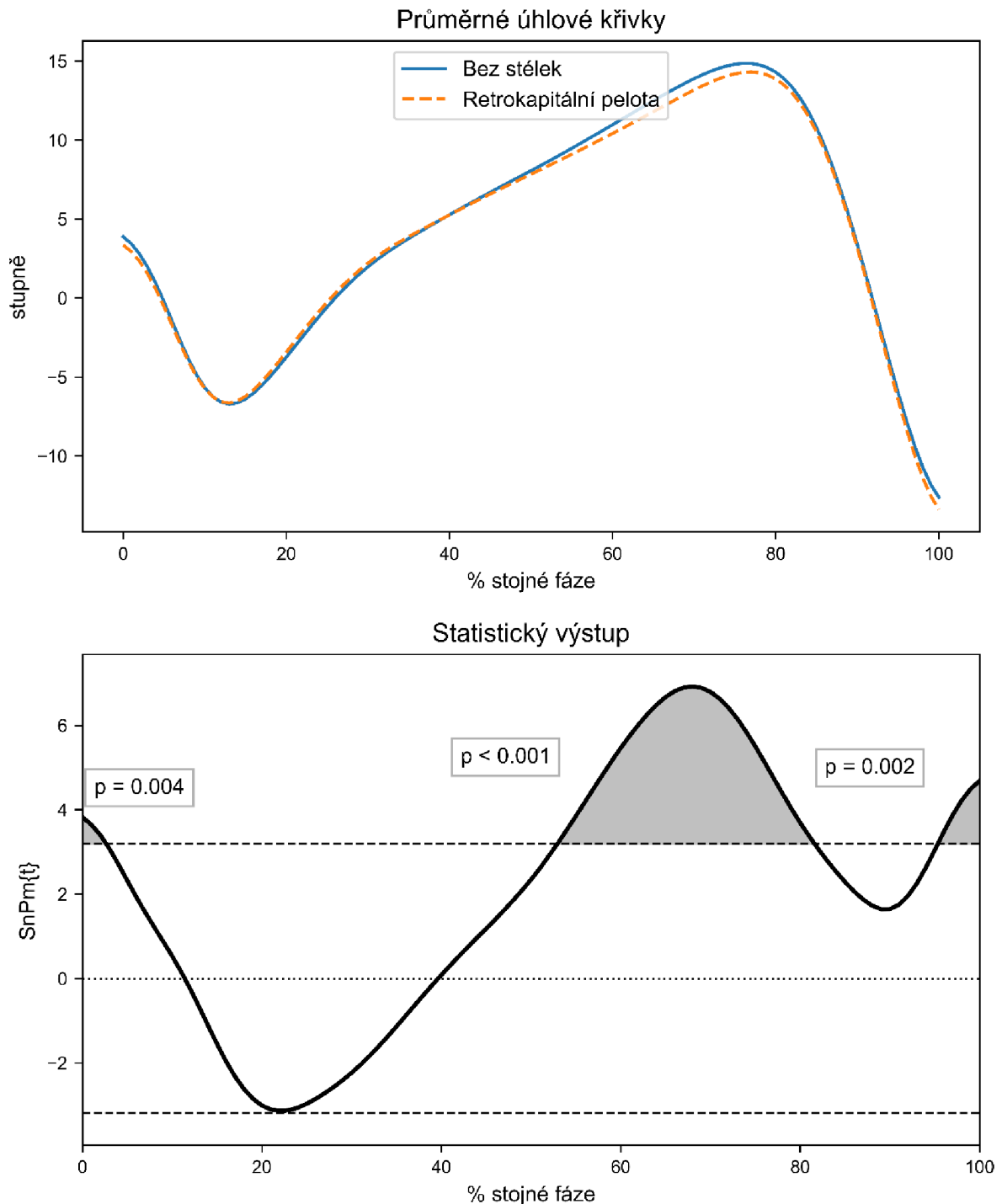
Ve frontální rovině došlo ke snížení everze zánoží v prvních 10 % ( $p < 0,001$ ) a od 60 % do konce stejné fáze ( $p < 0,001$ ). U tarso-metatarsálního komplexu došlo ke zvýšení inverze v prvních 15 % ( $p < 0,001$ ) a ke snížení inverze v oblasti mezi 60 % a 75 % stojné fáze ( $p = 0,002$ ).

V transverzální rovině došlo při aplikaci mediální patní peloty ke zvýšení abdukce jak zánoží, tak tarso-metatarsálního komplexu během celé stojné fáze ( $p < 0,001$ ), respektive v oblasti mezi 20 % a 85 % ( $p < 0,001$ ) stojné fáze. Podrobné výsledky post hoc testů jsou zobrazeny na obrázcích 22–27.

**Hypotéza 2 byla zamítnuta.**

**Obrázek 22**

Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro segment zánoží v sagitální rovině

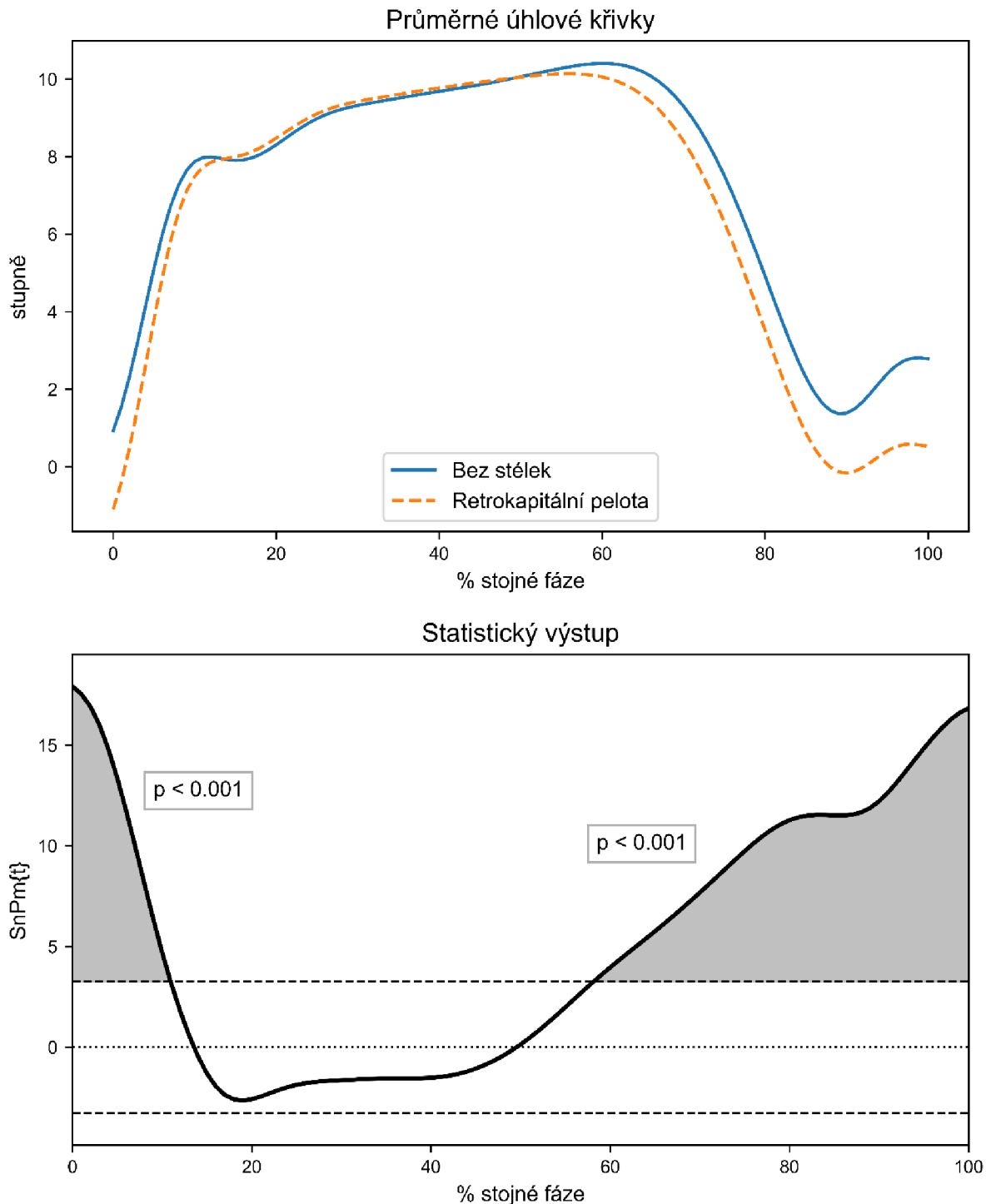


*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérci během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) v sagitální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují dorzální flexi, záporné hodnoty značí plantární flexi. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.



**Obrázek 23**

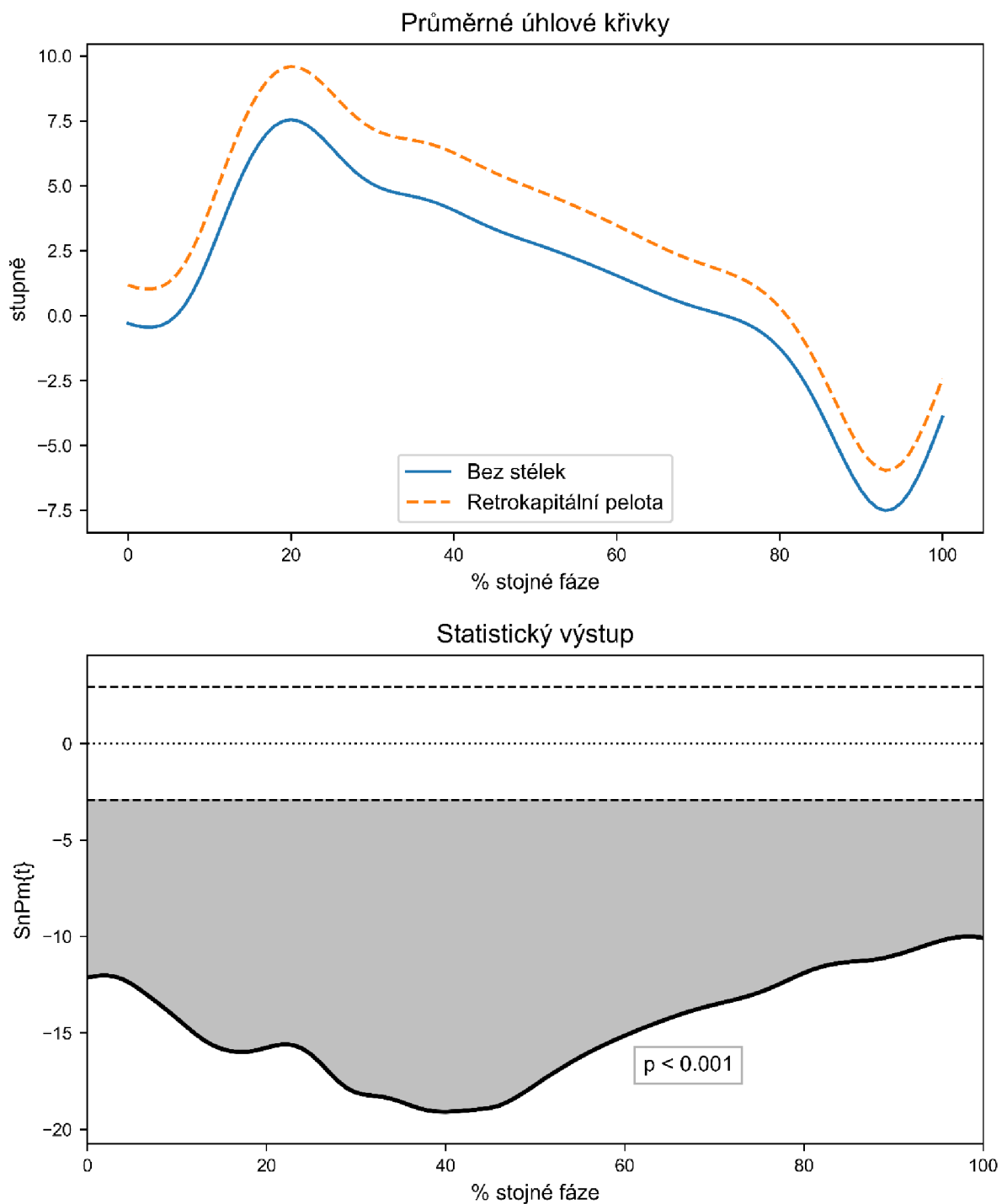
Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro segment zánoží ve frontální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérci během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) ve frontální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují pohyb do everze, záporné hodnoty značí pohyb do inverze. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

Obrázek 24

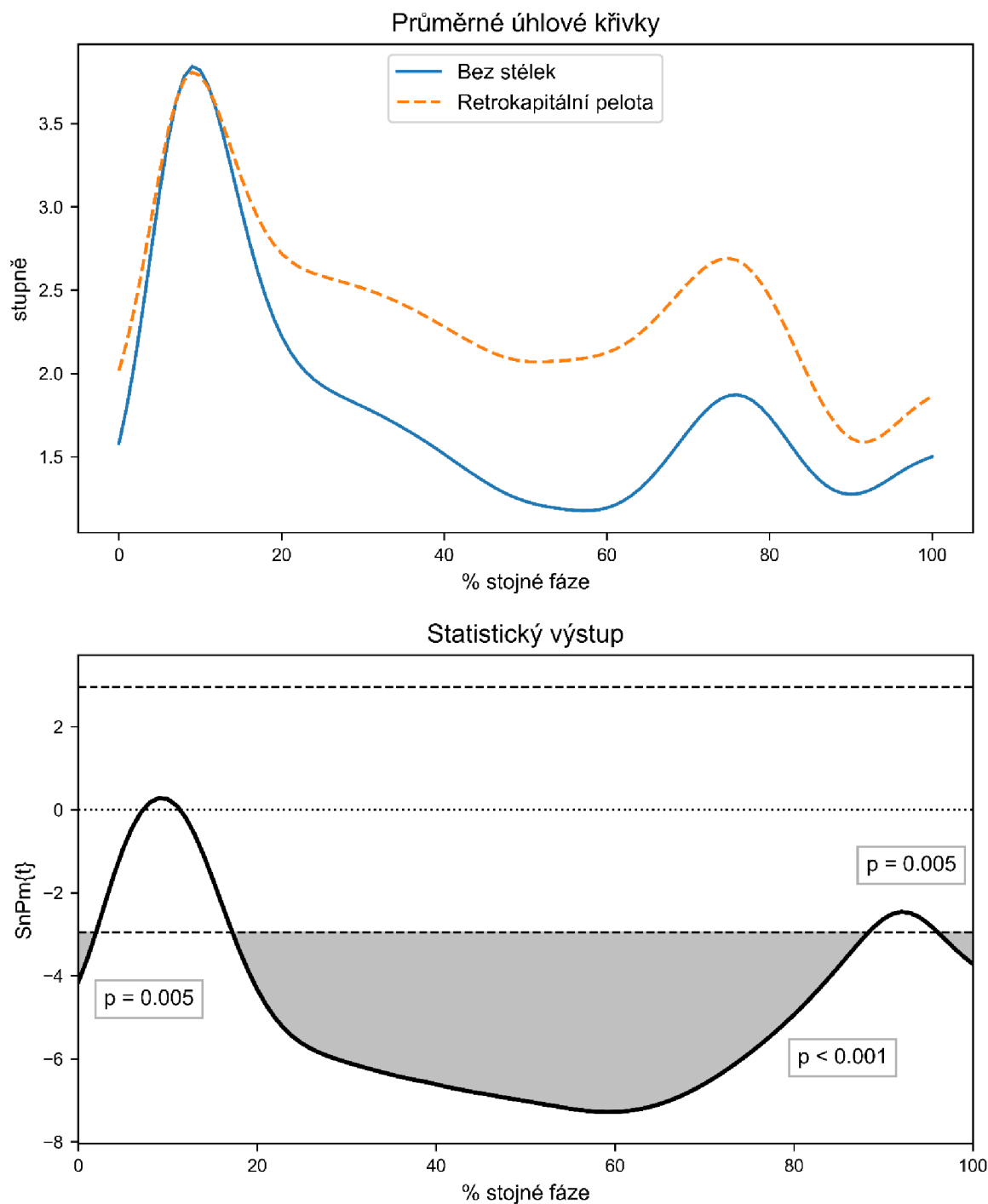
Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro segment zánoží v transverzální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel zánoží vůči bérce během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) v transverzální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují abdukci, záporné hodnoty značí addukci zánoží. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

## Obrázek 25

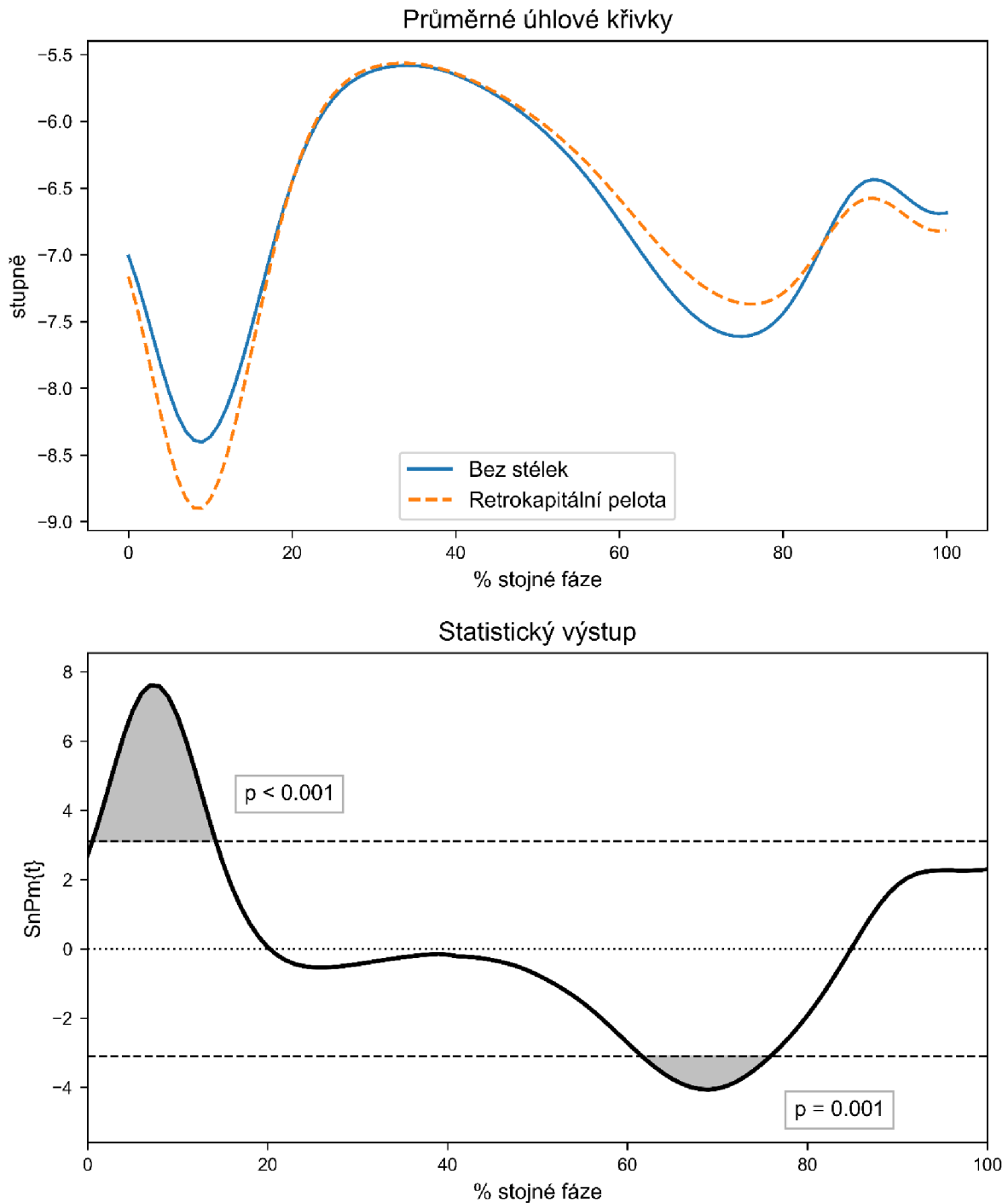
Grafický výstup SnPM párového  $t$ -testu pro tarso-metatarsální komplex v sagitální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoži během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) v sagitální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují extenzi, záporné hodnoty značí plantární flexi. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového  $t$ -testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

Obrázek 26

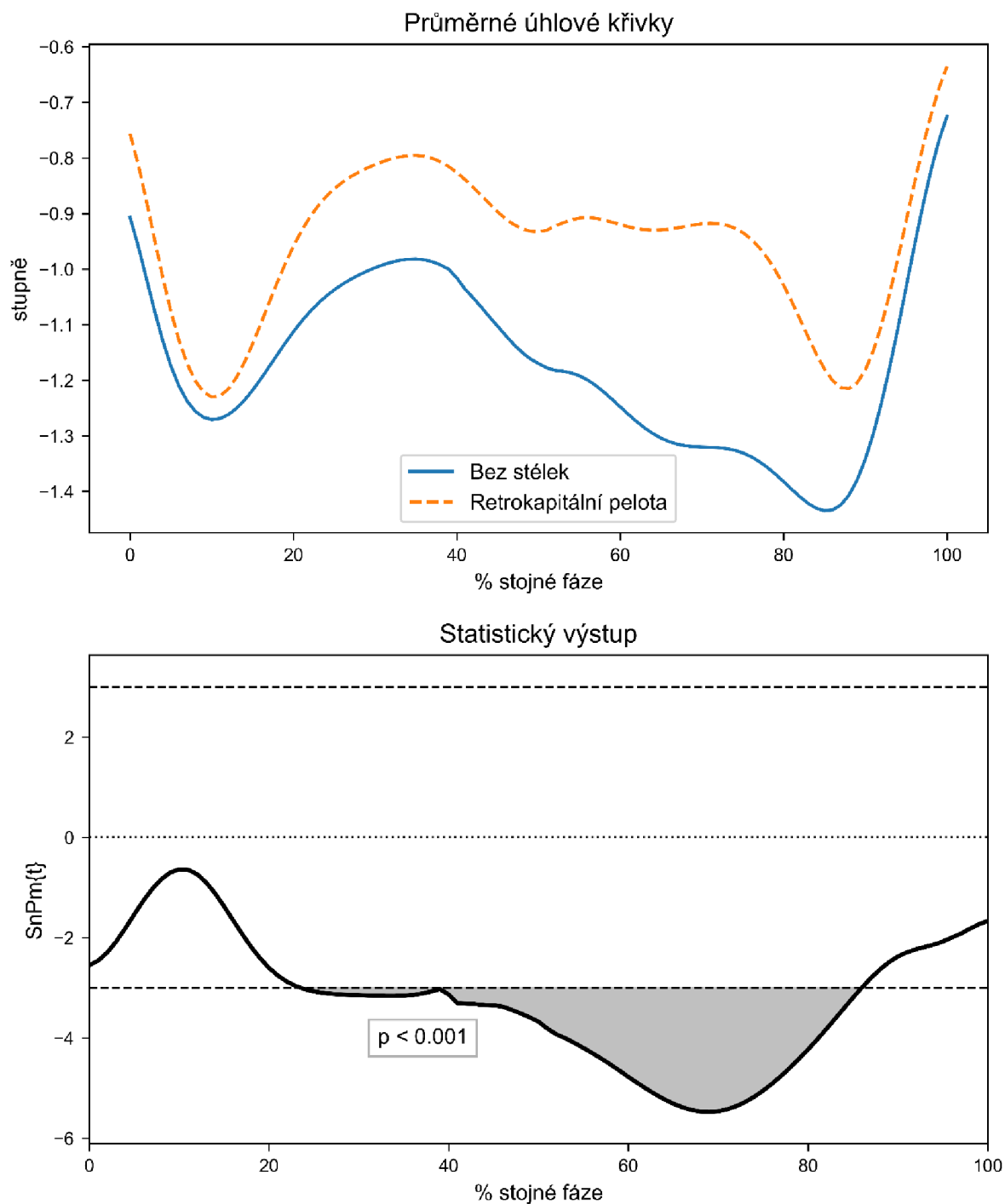
Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro tarso-metatarsální komplex ve frontální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoži během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) ve frontální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují pohyb do everze, záporné hodnoty značí pohyb do inverze. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPM(t) značí hodnotu testové statistiky.

## Obrázek 27

Grafický výstup SnPM párového *t*-testu pro tarso-metatarsální komplex v transverzální rovině



*Poznámka.* Obrázek prezentuje průměrný úhel tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze při chůzi bez peloty (přerušovaná oranžová linie) a s aplikovanou retrokapitální pelotou (modrá linie) v transverzální rovině (horní obrázek). Kladné hodnoty indikují abdukci, záporné hodnoty značí addukci zánoží. Spodní obrázek ilustruje statistický výstup SnPM párového *t*-testu. Hladina statistické významnosti je  $\alpha = 0,0167$ . SnPm{t} značí hodnotu testové statistiky.

## 5.2 Studie 2

Výsledky pro dominantní i nedominantní končetinu vykazovaly stejné trendy, proto bylo dále pracováno s průměrnou hodnotou obou končetin.

### 5.2.1 Celkové porovnání modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* (Hypotéza 3, Hypotéza 4)

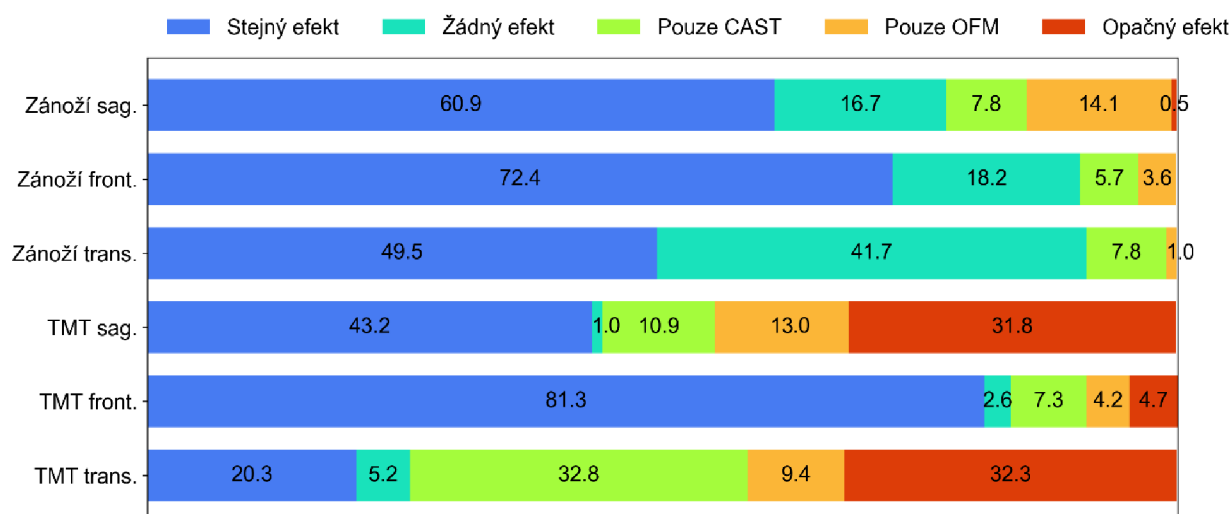
**Hypotéza 3:** Míra shody mezi modelem založeném na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při porovnání schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérce je ve všech třech anatomických rovinách vysoká.

**Hypotéza 4:** Míra shody mezi modelem založeném na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při porovnání schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží není ve všech třech anatomických rovinách vysoká.

Schopnost multisegmentálních modelů založených na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérce a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stejné fáze chůze ve třech anatomických rovinách je zobrazena na obrázku 28. Podrobné výsledky pro jednotlivé podfáze stejné fáze jsou uvedeny na obrázcích 29–34.

#### Obrázek 28

*Porovnání schopnosti modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt mediální patní peloty*



*Poznámka.* Obrázek znázorňuje souhrnné porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérce

a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stejné fáze chůze ve třech anatomických rovinách. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty. *CAST* = Calibrated Anatomical System Technique; *OFM* = Oxford Foot Model; sag. = sagitální; front. = frontální; trans. = transverzální; TMT = tarso-metatarsální komplex. Převzato a upraveno z Klein et al. (2022).

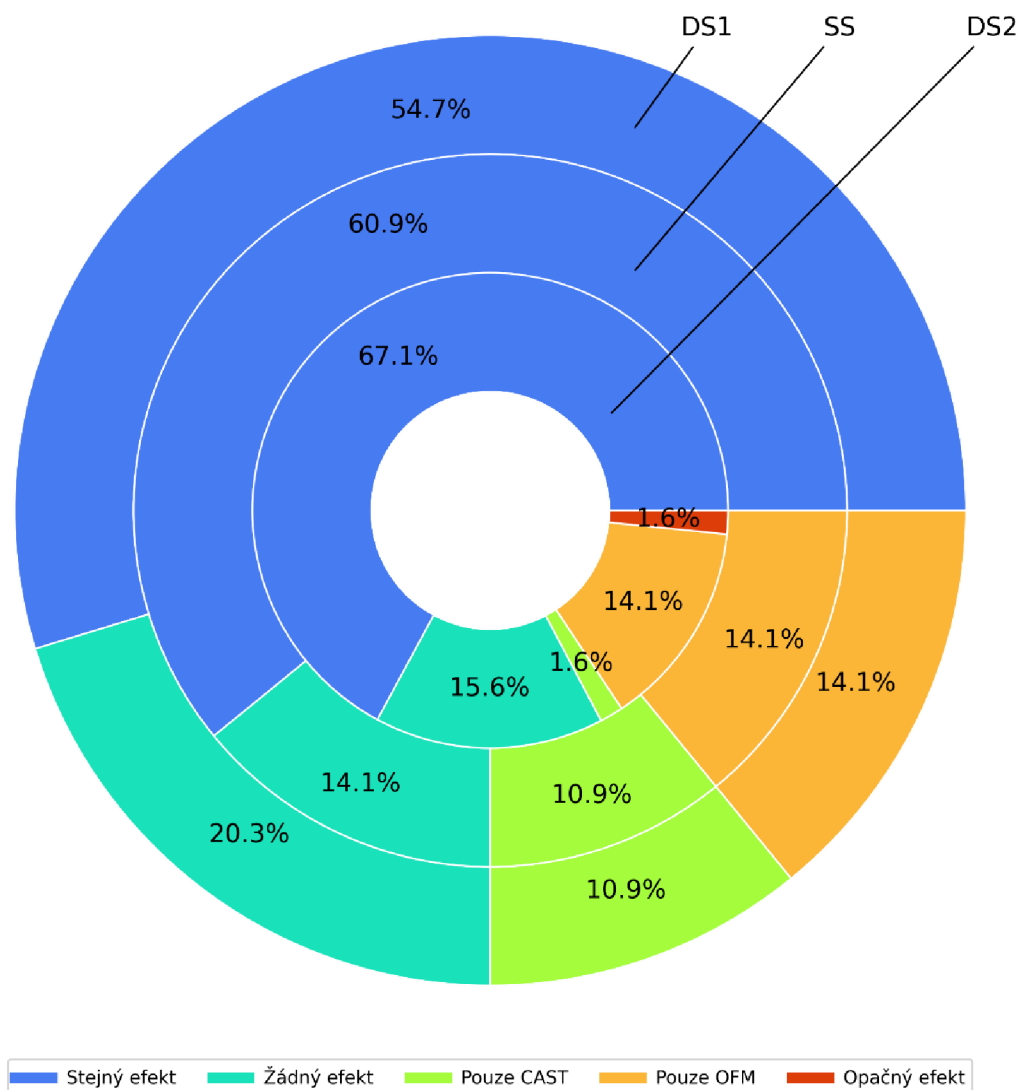
### **Hypotézu 3 nelze zamítnout.**

Jelikož míra shody mezi modely při porovnávání schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží byla ve frontální rovině vyšší než 70 % případů **hypotéza 4 byla zamítnuta.**

## 5.2.2 Porovnání schopnosti modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na segment zánoží

**Obrázek 29**

*Porovnání schopnosti modelů CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty v sagitální rovině*



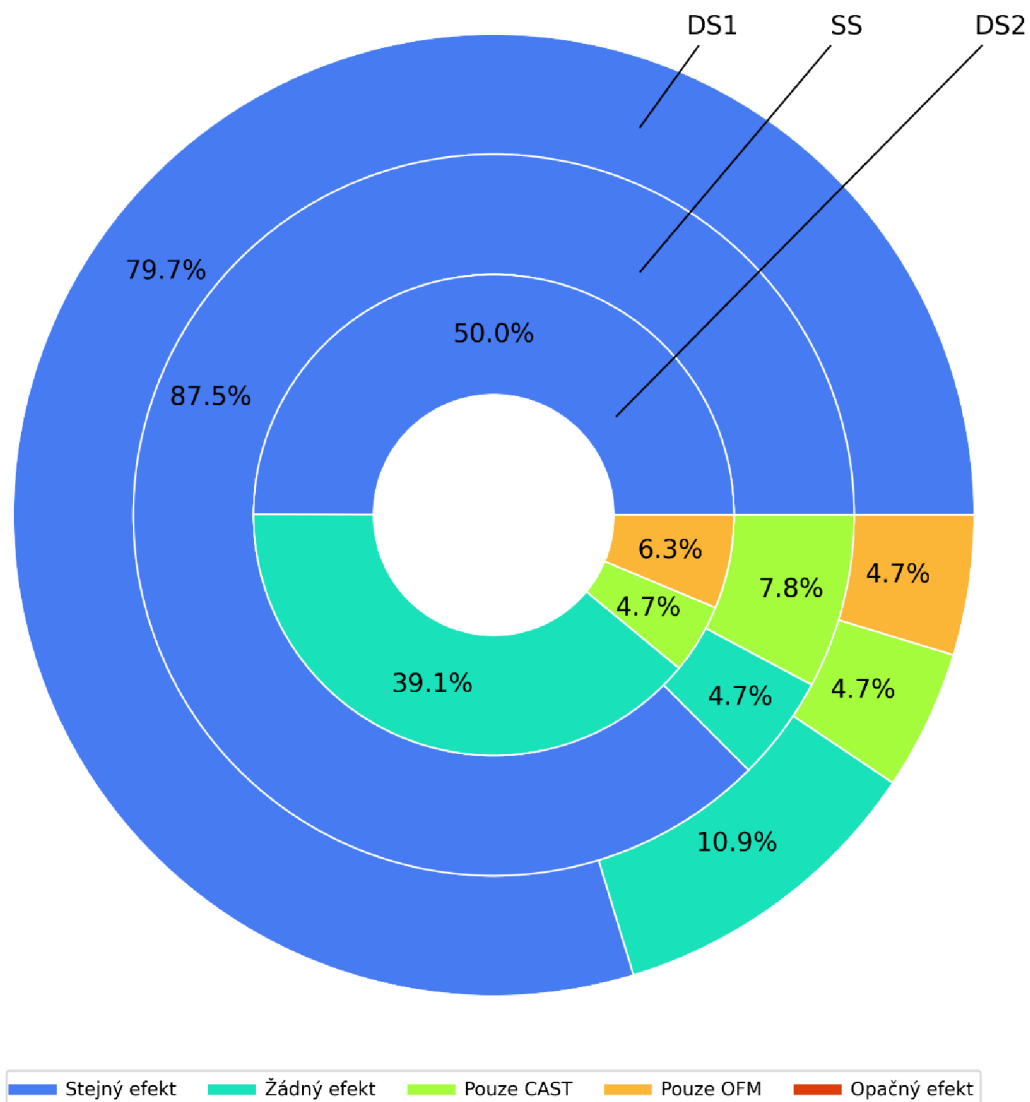
*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérce během jednotlivých podfází stejné fáze chůze v sagitální rovině. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty.



DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model.

**Obrázek 30**

*Porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty ve frontální rovině*

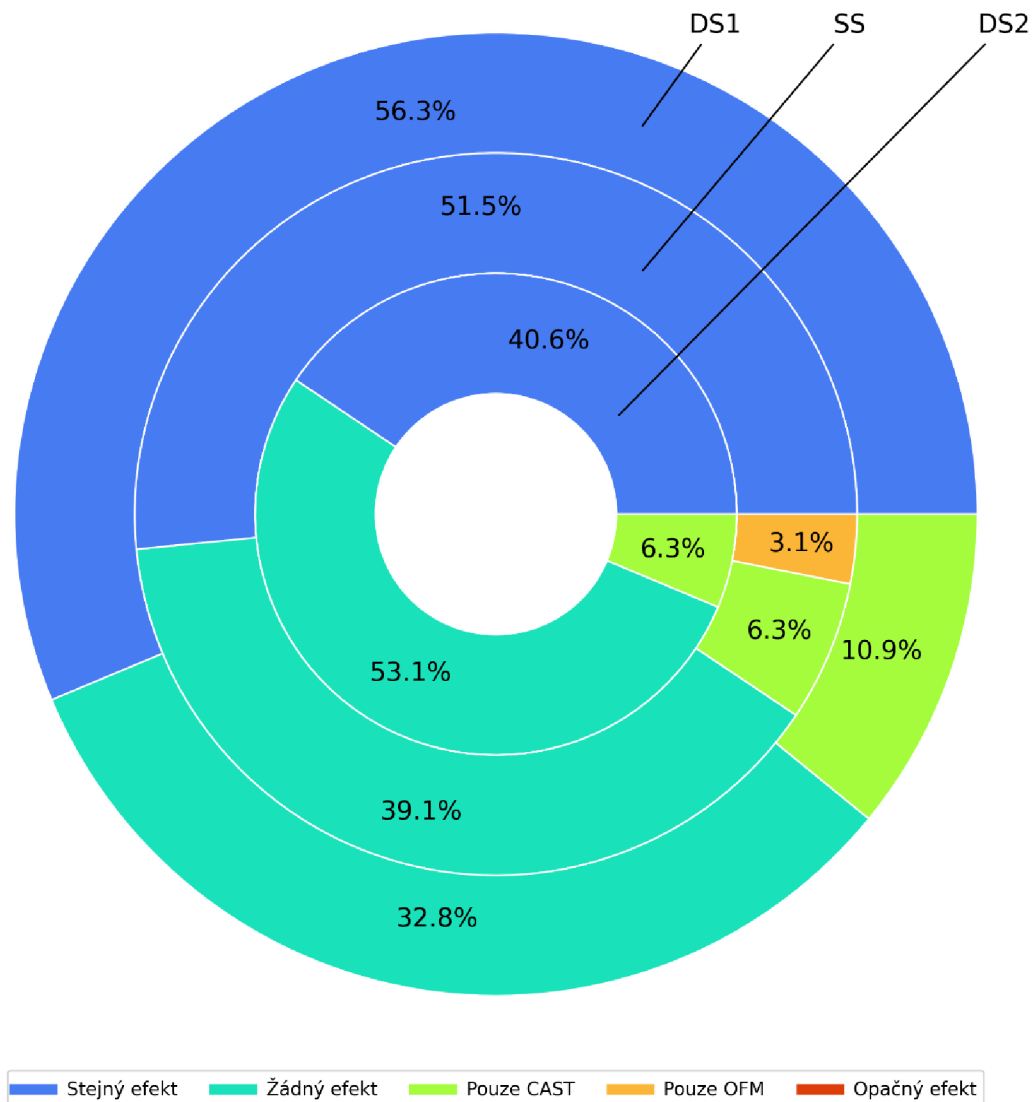


*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci během jednotlivých podfází stejné fáze chůze ve frontální rovině. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty.

DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model.

### Obrázek 31

Porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty v transversální rovině



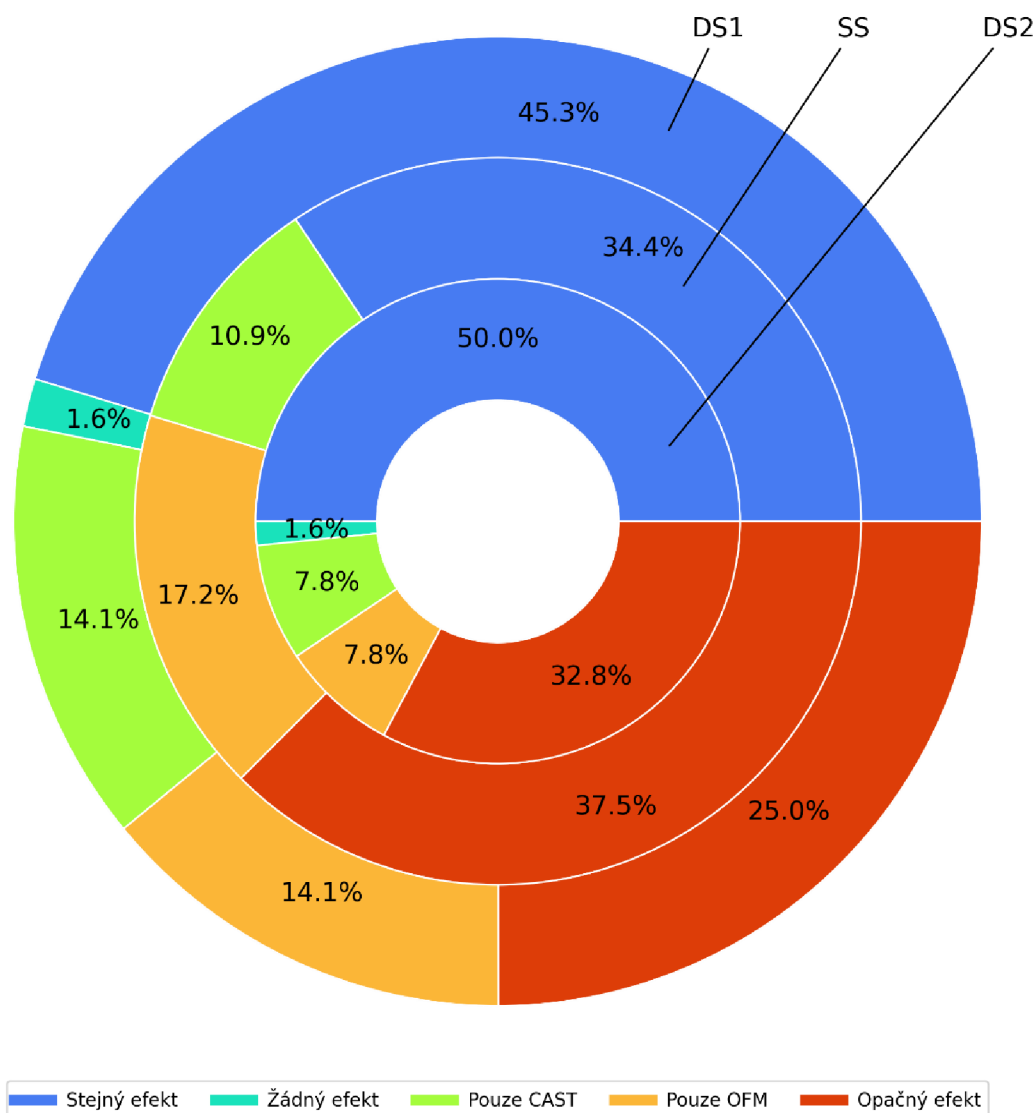
*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérce během jednotlivých podfází stejné fáze chůze v transversální rovině. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze CAST model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze Oxford Foot Model zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty.

DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model.

### 5.2.3 Porovnání schopnosti modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na segment tarso-metatarsálního komplexu

**Obrázek 32**

*Porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty v sagitální rovině*

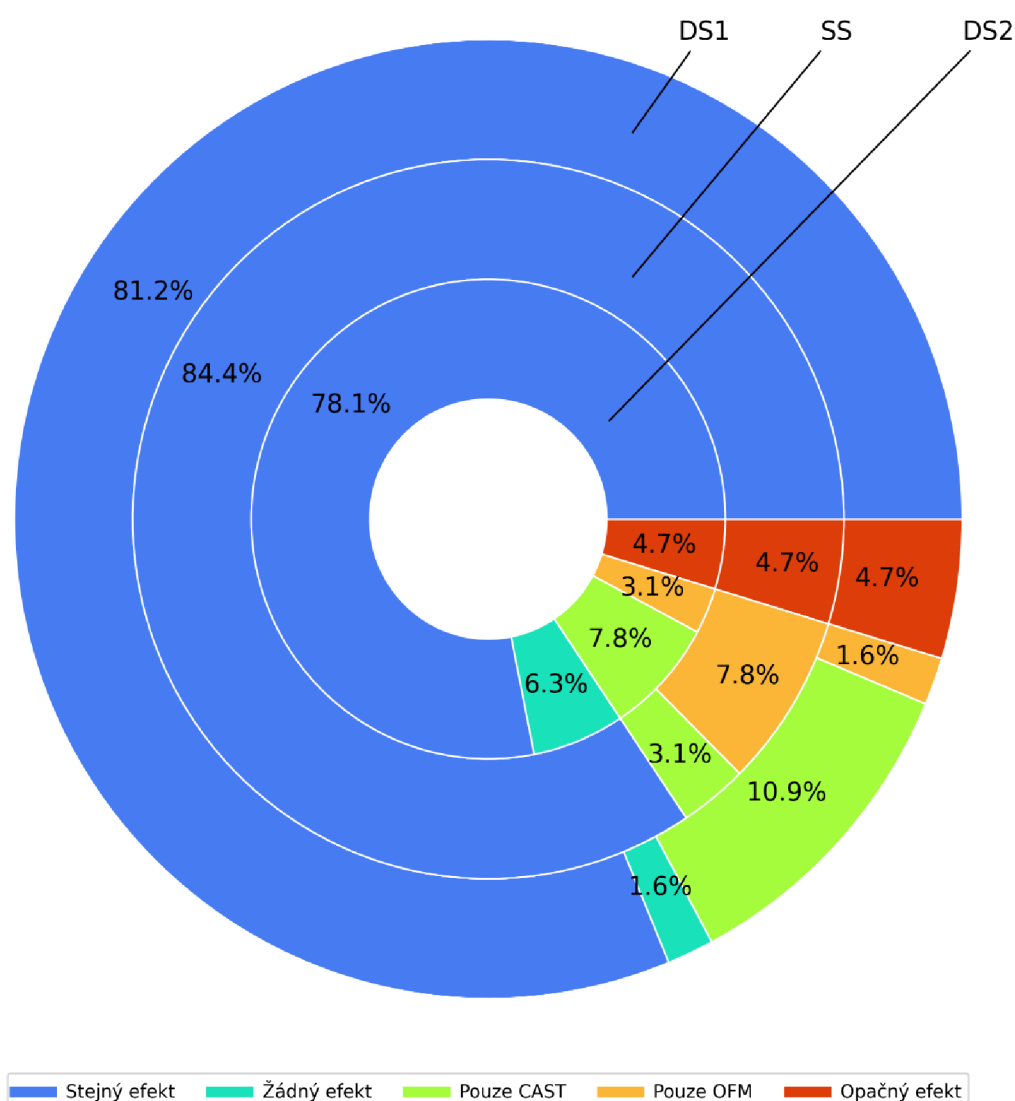


*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během jednotlivých podfází stejné fáze chůze v sagitální rovině. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly

stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty. DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model.

### Obrázek 33

*Porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty ve frontální rovině*

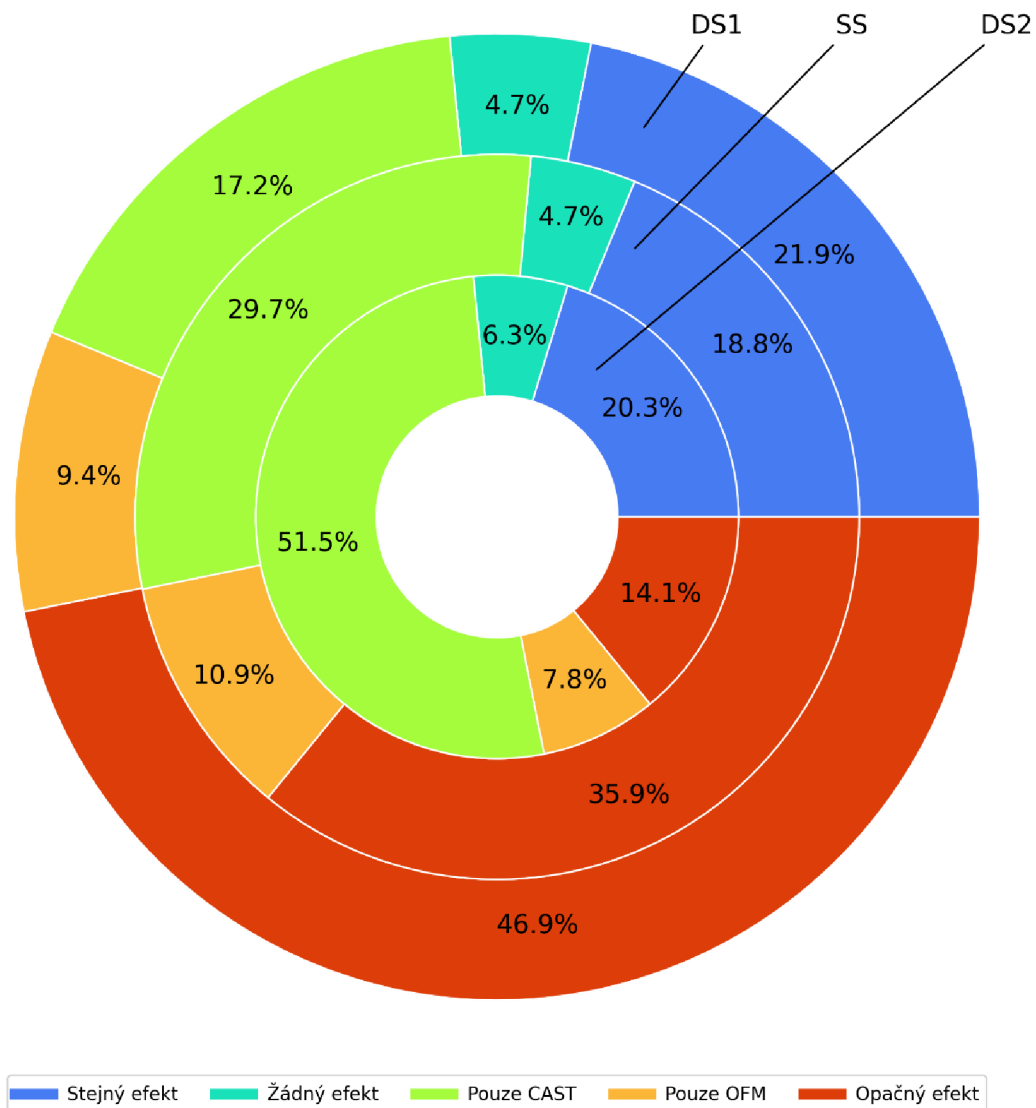


*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během jednotlivých podfází stejné fáze chůze ve frontální rovině.

Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty. DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model

**Obrázek 34**

*Porovnání schopnosti modelu CAST a Oxford Foot Model zachytit efekt mediální patní peloty v transversální rovině*



*Poznámka.* Obrázek znázorňuje porovnání schopnosti modelu *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení tarso-metatarsálního

komplexu vůči zánoží během jednotlivých podfází stejné fáze chůze v transverzální rovině. Jednotlivé barvy představují procentuální vyjádření situace, kdy oba modely zaznamenaly stejnou kinematickou změnu (modrá), žádnou kinematickou změnu (tyrkysová), pouze *CAST* model zaznamenal kinematickou změnu (zelená), pouze *Oxford Foot Model* zaznamenal kinematickou změnu (oranžová), modely zaznamenaly opačnou změnu (červená) úhlu mezi jednotlivými segmenty. DS1, DS2 = první, respektive druhá jednooporová fáze; SS = dvouoporová fáze; CAST = Calibrated Anatomical System Technique; OFM = Oxford Foot Model.

## 6 DISKUZE

### *Geneze výzkumného projektu*

Hlavním cílem této práce bylo porovnat multisegmentální model *CAST* a *Oxford Foot Model* při určení okamžitého efektu aplikace ortopedických stélek na kinematiku nohy ve stojné fázi chůze. Smyslem práce bylo získat klinicky srozumitelnou informaci o tom, zdali dva zmíněné multisegmentální modely podávají srovnatelnou informaci o účinku intervence pomocí ortopedických stélek. K definování cíle této práce pak vedla řada měření, vyhodnocování, pochybování, přehodnocování a především aktivní spolupráce se zahraničními partnery z *University of Central Lancashire* ve Spojeném království. Původní výzkumný projekt byl zaměřený na posouzení vlivu senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy u dětí s funkčním plochonožím. V rámci pilotního měření byl použit v té době pro obdobné účely stále ještě běžně využívaný kinematický model dolních končetin *Plug-in Gait*, tedy v systému Vicon integrovaná lehce upravená verze *Helen Hayes* (Kadaba et al., 1989, 1990; Ramakrishnan & Kadaba, 1991) a *Newington* (Davis et al., 1991; Ounpuu et al., 1991) modelu. Při zpracování a analýze dat jsme postupně začali přicházet na to, že daný model nám vzhledem ke své konstrukci není schopen spolehlivě poskytnout informaci, kterou od něj očekáváme. Vymodelování nohy jako jediného vektoru neposkytovalo přesnou informaci o pohybu komplexu hlezenního a subtalárního kloubu ve frontální rovině a již vůbec ne o vzájemném pohybu jednotlivých segmentů nohy, což je pro pochopení funkčních změn v této oblasti klíčové (Hunt et al., 2001; Phan et al., 2019). Směr bádání se tedy přesunul z klinické roviny posuzování efektu stélek k metodologickému aspektu kinematického modelování, protože bylo jasné, že bez adekvátních znalostí a zkušeností není možné produkovat kvalitní a klinicky relevantní výstupy.

Výrazným kvalitativním pokrokem bylo využití modelů, které nohu modelují jako jeden segment, jehož pohyb dokáží sledovat se šesti stupni volnosti (tři rotační, tři translační), což je patrné například při srovnání s jednovektorovým modelem nohy *Conventional Gait Model* dolních končetin (Buczek et al., 2010; Collins et al., 2009; Flux et al., 2020; Schmitz et al., 2016). Noha, která se skládá z 26 kostí (případně z 28 při započtení sezamských kůstek) a 33 kloubních spojení (Leardini et al., 2019, 2021), však více než jakýkoliv jiný segment lidského těla, vyjma ruky, porušuje jeden ze základních předpokladů 3D kinematické analýzy, a to předpoklad rigidity segmentu. Očekávané lokální působení vybraných pelot senzomotorických stélek, které by u jednosegmentálního modelu mohlo být ve výstupech zkrešeno či zcela ztraceno, vyžadovalo využití multisegmentálního modelu, který dokáže nohu v rámci analýzy rozčlenit do nezávisle sledovaných funkčních celků. Jak velké jsou rozdíly mezi jednoduchým modelem nohy *Plug-in Gait* a multisegmentálním *Oxford Foot Model* se ukázalo při analýze chůze u zdravých dětí a dětí s diagnostikovaným funkčním plochonožím,

kdy ve frontální rovině modely zaznamenaly opačný pohyb v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu (Pothrat et al., 2015).

Nejdříve bylo nutné otestovat vybraný multisegmentální model pro prokázání jeho schopnosti zachytit efekt působení stélek na jednotlivé funkční celky v rámci nohy. Protože multisegmentálních modelů, které jsou využívány v biomechanickém výzkumu, existuje značné množství (Leardini et al., 2019), vyvstala otázka, zdali za stejných vstupních podmínek získáme při aplikaci těchto modelů stejné výstupy. Jelikož informace získaná prostým porovnáním kinematických křivek získaných při použití různých modelů je do klinické praxe těžko přenositelná, považovali jsme za nezbytné zaměřit se na porovnání schopnosti různých modelů zachytit efekt aplikace ortopedických stélek. K naplnění cíle byly tedy realizovány dvě studie, z nichž první se soustředila na posouzení okamžitého vlivu mediální patní a retrokapitální peloty na kinematiku nohy pomocí *CAST* multisegmentálního modelu nohy a druhá na porovnání schopnosti modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na kinematiku nohy.

### *Studie 1*

Pro posouzení efektu mediální patní a retrokapitální peloty během celé stojné fáze byla použita statistická metoda pro analýzu vektorových polí SnPM a pro posouzení velikosti efektu ve vybraných oblastech stojné fáze byla provedena analýza maximálních úhlových hodnot. Z výsledků naší studie vyplynulo, že aplikace mediální patní peloty vedla ke snížení everze zánoží po většinu stojné fáze (mezi 10–80 %) a ke snížení mediánu maxima everze o  $1,29^\circ$ . Tento efekt lze vysvětlit tvarem a umístěním mediální patní peloty, vedoucím ke zvýšení inverzního momentu zánoží. To je v souladu s dříve pozorovaným snížením everze nohy při použití mediální patní peloty (Laštovička et al., 2020). Zjištění této studie je v souladu také s dalšími pracemi, které dávají do souvislosti mediální prvky ortopedických stélek a snížení everze v komplexu hlezenního a subtalárního kloubu, což může být využito při léčbě pacientů s nadměrnou pronací nohy. Bonifácio et al. (2018) zaznamenal snížení everze nohy o  $1,1^\circ$  při použití mediálního klínku s  $5^\circ$  sklonem, Liu et al. (2012) dokonce o  $2^\circ$  při použití mediálního klínku se  $4^\circ$  sklonem. Telfer et al. (2013) dal do spojitosti sklon mediální úpravy stélky a snížení everze zánoží, kdy zjistil, že každé navýšení sklonu o  $2^\circ$  vede ke snížení everze o  $0,26^\circ$ . V naší studii byla použita mediální patní pelota se sklonem  $25^\circ$ , jejíž aplikace vedla ke snížení mediánu maxima everze o  $1,29^\circ$ , což v kontrastu s výše prezentovanými studiemi evokuje pouze minimální efekt. Vzhledem k rozdílnému umístění reflexních značek na obuvi a výrazně odlišnému materiálu, tvaru a umístění ortopedických prvků je srovnávání konkrétních hodnot spíše orientační. Mediální patní pelota použitá v této studii byla vyrobena z měkkého materiálu a její umístění podél plosky nohy je vůči zánoží spíše distální, proto není relativně malý okamžitý efekt na pohyb zánoží ve frontální rovině překvapivý.



U tarso-metatarsálního komplexu došlo ke zvýšení everze vůči zánoží po celou dobu stejné fáze a zvýšení mediánu maxima everze o  $1,31^\circ$ , což můžeme považovat za kompenzační mechanismus ke snížené everzi v oblasti zánoží, který umožňuje distální části nohy plnohodnotný kontakt s podložkou. V kontrastu s naším zjištěním došla studie Laštovička et al. (2020), která hodnotila vliv mediální patní peloty na kinematiku dolních končetin pomocí modelu pracujícího s nohou jako jediným rigidním segmentem, k závěru, že pelota způsobila nadměrnou supinaci nohy znemožňující adekvátní kontakt hlavičky prvního metatarsu s podložkou. Při námi použitým multisegmentálním modelu, který dokáže zohlednit i pohyb v transverzo-tarsálním a tarso-metatarsálním kloubu, z výsledků vyplývá, že pohyb v těchto kloubech dokáže změny pohybu zánoží ve frontální rovině kompenzovat a k omezení kontaktu první hlavičky metatarsu s podložkou pravděpodobně nedochází. Tomu odpovídá i pozorovaná abdukce zánoží a tarso-metatarsálního komplexu, která je spojována s přenosem zatížení na mediální struktury nohy (Rosenbaum, 2013), což by dále přispělo ke schopnosti distální části nohy kompenzovat sníženou everzi zánoží.

V sagitální rovině byla při použití mediální patní peloty zaznamenána vyšší dorzální flexe zánoží vůči bérce při počátečním kontaktu a mezi 45 % až 85 % stejné fáze, což se překrývalo s vyšší plantární flexí tarso-metatarsálního komplexu, která byla pozorována mezi 60 % až 85 % stejné fáze. Obdobný efekt byl zachycen při použití stélek obsahujících mediální patní pelotu u dětí s diagnózou vtáčení špiček, kde byla pozorována vyšší dorzální flexe v kotníku (Mabuchi et al., 2012). Vyšší dorzální, respektive plantární flexi u zánoží a tarso-metatarsálního komplexu lze vysvětlit tvarem a mírně distálním umístěním mediální patní peloty pod prominencí sustentaculum tali, působícím zvýšením dorzálně flekčního momentu u segmentu zánoží.

Při aplikaci retrokapitální peloty jsme dle očekávání pozorovali zvýšenou abdukci zánoží i tarso-metatarsálního komplexu, což je v souladu s dříve popsány účinkem retrokapitální peloty v podobě větší vnější rotace nohy (Laštovička et al., 2020). Aplikace peloty byla spojena se zvýšením abdukce zánoží po celou dobu stejné fáze. Hodnota maximální abdukce se zvýšila o  $2,19^\circ$  (medián), což je největší pozorovaný rozdíl v rámci celé studie. Větší abdukci je možné vysvětlit působením retrokapitální peloty na laterální struktury nohy a z toho plynoucím možným zvýšením everzního momentu. Redistribuce tlaku z mediálních na laterální struktury nohy ve smyslu jeho zvýšení při použití ortopedických prvků, svým charakterem a umístěním podobných retrokapitální pelotě použité v této studii, byla popsána již dříve (Chang et al., 1994; Jackson et al., 2004). Vnější rotace pak v rámci kompenzačního mechanismu umožňuje přenést část tlaku zpět na mediální struktury nohy (Rosenbaum, 2013).

Výsledky Studie 1 ukázaly, že mediální patní pelota snižuje everzi zánoží, což může být uplatněno u pacientů s nadměrnou pronací. Aplikace retrokapitální peloty zvýšila abdukci zánoží a tarso-metatarsálního komplexu, což může pomoci při diagnóze vtáčení špiček

při chůzi, která se vyskytuje především u dětí (Mabuchi et al., 2012). Výsledky také ukázaly zásadní význam využití multisegmentálního modelu nohy pro hodnocení efektu aplikace ortopedických stélek. Při použití jednosegmentálního modelu nohy mohou některé efekty aplikace stélky zůstat skryty, nebo mohou být pozorovány dokonce efekty opačné (Pothrat et al., 2015). Takové zkreslení může vést ke špatné interpretaci efektu aplikace ortopedických stélek a v krajním případě až k jejich nesprávnému použití v klinické praxi.

Za limit studie lze považovat použití stejného statického snímku pro všechny tři podmínky, což může být potenciálním zdrojem chyby z důvodu nestejných zatížení obuvi. Alternativou by bylo pořízení vlastního statického snímku pro každou z podmínek, což by ovšem mohlo být zdrojem chyby pramenící z odlišného umístění kalibračních značek. Pravděpodobnost pozorování efektu aplikace peloty v důsledku podobné chyby je však minimalizována systematickým charakterem pozorovaných změn. Limitem může být také charakter testované skupiny, kdy mladí zdraví dospělí mohou na podobnou intervenci reagovat jiným způsobem, než lidé se skutečnou deformitou. Za limit můžeme také považovat nezaslepení studie, které je ovšem v případě intervence pomocí ortopedických pelot velmi obtížné, protože většina probandů je schopna na základě vjemů svého senzorního systému jednotlivé podmínky od sebe odlišit, byť postrádá informace o účelu a očekávaném účinku pelot samotných.

## Studie 2

Ve Studii 2 byly porovnávány modely *CAST* a *Oxford Foot Model* ve smyslu jejich schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na kinematiku nohy při chůzi. Pro posouzení efektu mediální patní peloty během stojné fáze byla použita statistická metoda pro analýzu vektorových polí SnPM a výsledky obou modelů byly poté porovnány. Dostupné vědecké práce srovnávající různé kinematické modely dosud pracovaly výhradně na úrovni samotných kinematických křivek. Celé kinematické křivky či krajní hodnoty byly porovnávány u modelů dolních končetin zahrnujících jednosegmentální model nohy např. za využití nástrojů průměrné absolutní a relativní variability (Ferrari et al., 2008; Žuk & Pezowicz, 2015), porovnání krajních hodnot (Buczek et al., 2010; Flux et al., 2020), průměrného absolutního rozdílu (Langley et al., 2021), RMSE (Flux et al., 2020; Schmitz et al., 2016), SEM (Kainz et al., 2017; Langley et al., 2021; Mentiplay & Clark, 2018), Pearsonova korelačního koeficientu (Collins et al., 2009; Ferrari et al., 2008), koeficientu vnitrotřídní korelace (Mentiplay & Clark, 2018), koeficientu vícenásobné korelace (Collins et al., 2009) Bland-Altmanova grafu (Collins et al., 2009) či SPM (Flux et al., 2020).

Při porovnávání multisegmentálních kinematických modelů nohy byly využívány metody podobného charakteru. Nicholson et al. (2018) porovnávala kinematické rozdíly a reliabilitu u pěti multisegmentálních modelů nohy (*DuPont Foot Model*, *Heidelberg Foot Measurement*

*Method, Oxford Foot Model, Leardini Foot Model, modified Shriners Hospital for Children Greenville Foot Model*). Zjištěná úroveň reliability byla podobná u všech modelů s nejnižší pozorovanou mírou u pohybu v transverzální rovině. Kinematické výstupy modelů se vesměs významně lišily, což bylo dáno především jejich vzájemným posunem, protože charakter křivek byl mezi modely srovnatelný. Jak by se zjištěné rozdíly mezi modely mohly projevit v klinické praxi, není z analýzy jasné. V jiné studii porovnávající pět multisegmentálních modelů (*DuPont Foot Model, Oxford Foot Model, modified Shriners Hospital for Children Greenville Foot Model, modified Rizzoli Foot Model, Milwaukee Foot Model*) byla konstatována rozdílná míra reliability (koeficient vícenásobné korelace) mezi modely, přičemž nejvíce se lišila v transverzální a nejméně v sagitální rovině. Výjimku tvořily *Oxford Foot Model* a *modified Rizzoli Foot Model*, kde byla pozorovaná nižší míra reliability ve frontální než v transverzální rovině. Současně byla míra reliability ve frontální rovině nižší i v porovnání s ostatními modely. Pro porovnání kinematických křivek byla použita metoda SPM v kombinaci s porovnáním krajních hodnot a rozsahu pohybu mezi jednotlivými modely. Obecně byly nejmenší rozdíly mezi kinematickými výstupy modelů pozorovány ve frontální rovině u zánoží i tarso-metatarsálního komplexu (Yoo et al., 2022).

Pro lepší porovnatelnost kinematických křivek *Oxford Foot Model* a *Rizzoli Foot Model* odstranil Schallig et al. (2020) jejich vzájemný posun. Přesto následná statistická analýza pomocí SPM odhalila významné rozdíly mezi modely v sagitální a transverzální rovině. Ve frontální rovině u pohybu zánoží vůči bérci nebyl mezi modely nalezen rozdíl. K odstranění posunu křivek přistoupili i autoři studie porovnávající kinematické výstupy *Oxford Foot Model* a *Rizzoli Foot Model* pomocí kombinace metod SPM, koeficientu vícenásobné korelace a srovnání rozsahu pohybu (Teixeira et al., 2022). Všechny zmíněné studie porovnávaly krajní hodnoty či kinematické křivky odlišných multisegmentálních modelů nohy a konstatovaly významné rozdíly mezi nimi. Žádná z citovaných studií však nedokázala vysvětlit, nepočítáme-li obecná prohlášení o nutnosti dobře rozumět vlastnostem používaných modelů, jestli a jak se tyto rozdíly mohou projevit v oblasti klinického výzkumu a klinické praxe. Proto jsme se rozhodli zaměřit se na získání klinicky užitečné informace a dle nám dostupných informací byla naše studie první, která neporovnávala přímé výstupy modelů v podobě úhlových křivek či extrémních hodnot, ale schopnost modelů *CAST* a *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení segmentů nohy při chůzi.

Multisegmentální modely nohy na bázi *CAST* a *Oxford Foot Model* byly pro realizaci studie zvoleny, protože představují dva rozdílné přístupy k modelování segmentu nohy a zároveň byly oba v minulosti použity pro analýzu chůze v obuvi (Bonifácio et al., 2018; Halstead et al., 2016; Kim et al., 2018; Mager et al., 2018) a k posouzení efektu aplikace ortopedických stélek (Bonifácio et al., 2018; Chicoine et al., 2021; Dombroski et al., 2014; Klein et al., 2021; Laštovička et al., 2020; Wahmkow et al., 2017; Zhang & Vanwanseele, 2023).

V této studii byla pro každou podmínku využita data ze 17 pokusů chůze. Při posouzení inter-trial reliability krajních hodnot a rozsahu pohybu pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace byla pro oba modely a segmenty zjištěna dobrá až výborná reliabilita ( $> 0,75$ , respektive  $> 0,90$ ) v sagitální a frontální rovině a průměrná v rovině transverzální ( $> 0,50$ ). Výsledky naší studie naznačují, že zatímco ve frontální rovině byly u sledovaných segmentů výstupy obou modelů v dobrém souladu, v sagitální a transverzální rovině u tarso-metatarsálního komplexu byly pro schopnost modelů zachytit efekt mediální patní peloty nalezeny velké rozdíly.

V oblasti zánoží byly výsledky obou modelů v dobré shodě ve všech třech anatomických rovinách, což lze vysvětlit využitím podobných značek jak pro definici lokálního souřadného systému, tak pro sledování pohybu segmentu. Oba modely taktéž respektují stejné biomechanické konvence, což se ukázalo z hlediska vlivu na výsledek podstatnější než drobné rozdíly v umístění a počtu reflexních značek (Ferrari et al., 2008). Nejvýznamnějším klinickým efektem aplikace patní peloty bylo snížení everze zánoží, jak bylo popsáno ve Studii 1, kde výsledky obou modelů byly celkově ve velmi dobré shodě (90,6 % případů) a v žádném z případů nebyl zaznamenán opačný efekt aplikace stélek. K nejvyšší míře everze zánoží dochází během jednooporové fáze chůzového cyklu (Levinger et al., 2010; Richards, 2018), kde je očekáván nejvýraznější efekt aplikace mediální patní peloty. Během jednooporové fáze zachytily oba modely efekt aplikace mediální patní peloty shodně v 87,5 % případů, což je nevyšší míra shody mezi modely při zachycení efektu v rámci celé studie. Nadto byl model *CAST* schopen detekovat efekt aplikace peloty v dalších 7,8 % případů, což by naznačovalo větší citlivost pro zachycení kinematického efektu peloty během jednooporové fáze ve frontální rovině. Existující rozdíly mezi modely je možné vysvětlit jednou reflexní značkou navíc, kterou používá model *CAST* a která může mírně zpřesnit sledování pohybu zánoží. Vliv mohou mít také rozdíly v definici lokálního souřadného systému, jež mohou způsobit rozdílné rozložení pohybu do jednotlivých anatomických rovin (Schallig et al., 2020; Teixeira et al., 2022).

Ve studii 1 bylo jako důsledek aplikace mediální patní peloty v transverzální rovině popsáno zvýšení abdukce zánoží. Oba modely byly v této rovině schopny detekovat stejný nebo současně žádný efekt celkově ve zhruba 90 % případů. Model *CAST* byl nadto schopen zachytit efekt aplikace peloty celkově v 7,8 % dalších případů, ve kterých při použití *Oxford Foot Model* žádný efekt zachycen nebyl. Dobrá shoda panovala i v rovině sagitální (77,6 % případů), kde při použití mediální patní peloty došlo ke zvýšení dorzální flexe. V této rovině výsledky naznačily větší citlivost *Oxford Foot Model*, jenž dokázal zachytit efekt peloty v 14,1 % dalších případů celkově i ve všech třech podfázích samostatně. Ve frontální a transverzální rovině ukázal vyšší míru citlivosti pro zachycení efektu aplikace mediální patní peloty model *CAST*, zatímco v sagitální rovině *Oxford Foot Model*, což podporuje vysvětlení, že za rozdíly mezi modely v oblasti zánoží stojí minimálně zčásti různá definice souřadných systémů a z toho plynoucí odlišné rozložení pohybu do jednotlivých rovin (Schallig et al., 2020;

Teixeira et al., 2022). Vzhledem k hlavnímu klinickému efektu mediální patní peloty v podobě omezení pohybu zánoží do everze se jeví model CAST pro tento typ aplikace jako výhodnější.

V oblasti tarso-metatarsálního komplexu se plně projeví rozdílné koncepce obou modelů. Celková shoda napříč rovinami klesla na přibližně 50 % případů a ve zhruba 23 % případů zachytily modely opačný efekt. Celkové výsledky pak odpovídaly hodnotám v rámci jednotlivých podfází. Při bližším pohledu se ukázaly velké rozdíly mezi jednotlivými rovinami. Nejvyšší shoda mezi výsledky byla pozorována ve frontální rovině (shoda v 83,9 % případů), kde při aplikaci mediální patní peloty došlo ke zvýšení everze vůči zánoží. Zvýšená everze tarso-metatarsálního komplexu kompenzovala sníženou everzi zánoží v důsledku působení peloty. Nad úroveň shody pak byl model *CAST* schopen detekovat tento efekt v dalších 7,3 % případů, což, podobně jako u segmentu zánoží, naznačuje jeho větší citlivost pro zachycení efektu peloty ve frontální rovině. Naopak v sagitální a transverzální rovině byla míra shody mezi modely velmi nízká, ve 45 %, respektive ve 25 % případů s tím, že vzájemně opačný efekt zachytily modely ve zhruba třetině případů v obou zmíněných rovinách. Takto markantní rozdíly je možné vysvětlit různým počtem a umístěním značek pro sledování tarso-metatarsálního komplexu. Zatímco všechny tři značky využívané pro sledování pohybu segmentu u modelu *CAST* jsou umístěny na bázích metatarsů, dvě ze čtyř značek pro sledování pohybu u *Oxford Foot Model* jsou umístěny v oblasti hlaviček metatarsů, tedy sledují pohyb více distální části nohy (Stebbins et al., 2006). Tato část svršku obuvi může být v konečné fázi stoje také více náchylná k deformaci, a tedy k potenciálnímu zkreslení pohybu zde umístěných značek. K velmi malé shodě v transverzální rovině pak mohla přispět také míra abdukce, jejíž maximální velikost při aplikaci mediální patní peloty byla ve Studii 1 pouhých 0,3°. V případě užití jiné definice lokálního souřadného systému a jiných značek pro sledování pohybu nemusela být tedy abdukce vůbec zachycena nebo mohla být modelem interpretována jako pohyb opačný. V případě takto malé změny by pak ani přímý rozpor mezi modely nebylo možno považovat za klinicky relevantní. V neposlední řadě byl pohyb tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží v transverzální rovině pravděpodobně limitován rigidní povahou podešve obuvi, což by vysvětlovalo jak nízké úhlové hodnoty, tak nekonzistentnost vyjádřenou nižší mírou reliability v transverzální rovině.

Při posuzování aplikace ortopedických stélek je běžnou praxí podrobně informovat o materiálu, hustotě, tvaru či sklonu jednotlivých prvků (Bonifácio et al., 2018; Liu et al., 2012) za účelem lepšího pochopení podstaty jejich fungování a lepšího zacílení na konkrétní skupinu pacientů (Telfer et al., 2013). U multisegmentálních modelů nohy by v principu měla být praxe stejná. *CAST* a *Oxford Foot Model* představují dva odlišné koncepty kinematického modelování nohy. *Oxford Foot Model* je pevně definovaný multisegmentální model nohy, jehož výhodou je díky značnému rozšíření a integraci do software Vicon Nexus srovnatelnost výsledků s řadou dalších laboratoří, které jej využívají. Tento model byl původně navržen

pro použití naboso u dětské zdravé a patologické populace, později začal být hojně využíván u dospělých probandů a následně i při výzkumu efektu aplikace ortopedických stélek. Nevýhodou je jeho rigidita, tedy snížená schopnost přizpůsobit se odlišným podmínkám jako např. testování v obuvi. To je spojeno také s větším počtem reflexních značek, které slouží současně jako kalibrační i pro sledování pohybu. Díky této „dvojroli“ pak značky pro sledování pohybu nelze přesunout na výhodnější pozici, protože by tím došlo ke změně definice souřadného systému segmentu. Dobrým příkladem jsou distálně umístěné značky tarso-metatarsálního segmentu, které jsou náchylné na ovlivnění deformací obuvi při pohybu v metatarsophalangeálním kloubu. Multisegmentální model nohy *CAST* naproti tomu představuje díky striktnějšímu oddělení kalibračních značek od značek pro sledování pohybu větší míru volnosti při jejich umístění. Zatímco pozice značek definující souřadné systémy jednotlivých segmentů zůstávají jasně definované, značky určené pro sledování pohybu lze přemístit dle aktuálních potřeb a možností za účelem maximální relevance zachyceného pohybu. Přes výrazné rozdíly mezi modely u tarso-metatarsálního komplexu v některých rovinách byly modely ve frontální rovině, kde by se očekával klinicky nejdůležitější efekt mediální patní peloty, ve velmi dobré shodě jak v případě zánoží (90,6 % případů), tak v případě tarso-metatarsálního komplexu (83,6 % případů). Míru shody lze přičíst podobnému umístění reflexních značek v oblasti zánoží a využití stejných biomechanických konvencí u obou segmentů. Úhlové hodnoty obou modelů byly v této studii získány pomocí výpočtu Cardan-Eulerových úhlů se sekvencí rotací  $X - Y - Z$ . *Oxford Foot Model* využívá dle původní definice metodu výpočtu úhlových parametrů JCS, v takovém případě by se mohla míra shody mezi modely lišit. Vysoká úroveň míry shody v oblasti tarso-metatarsálního komplexu byla vzhledem k podstatným rozdílům v definici lokálního souřadného systému a v umístění značek pro sledování pohybu segmentu neočekávaná, nikoliv však zcela překvapivá. Nejmenší rozdíly mezi výstupy různých multisegmentálních modelů byly zaznamenány již dříve právě ve frontální rovině (Schallig et al., 2020; Yoo et al., 2022). Při práci se zjištěnými poznatky o míře shody mezi modely v této studii je potřeba vzít také v potaz, že použití odlišné verze *Oxford Foot Model* může přinést odlišné výsledky (Schallig et al., 2020).

Výsledek Studie 2 naznačuje, že bychom při posuzování efektu aplikace ortopedických stélek ve frontální rovině při použití uvedených modelů mohli bez výrazného rizika použít kterýkoliv z nich a očekávat principiálně shodné výsledky. I přesto by, vzhledem ke zjištěné vyšší schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty, zůstal model *CAST* v tomto případě preferovanou volbou. Při výzkumu s využitím aplikace ortopedických stélek (Chapman et al., 2015) či speciálně tvarované obuvi (Kim et al., 2018) bylo prokázáno, že ani statisticky významný efekt se nemusí projevit u všech probandů testované skupiny. Probandy v rámci těchto studií bylo možné rozdělit na podskupiny, kde byl efekt pozorován a kde pozorován nebyl či byl pozorován efekt opačný. Při snaze identifikovat podskupiny, kterým aplikace stélky

pomáhá, které neovlivňuje a kterým potenciálně může uškodit, může i malý rozdíl mezi modely hrát významnou roli.

Za limit této studie lze považovat skupinu mladých asymptomatických probandů, u nichž lze předpokládat jinou velikost efektu aplikace mediální patní peloty, než u jedinců s příslušnou deformitou. To může mít následně vliv na výsledek porovnání schopnosti modelů efekt aplikace zachytit.

## 7 ZÁVĚRY

Z výsledků této práce plyne, že při aplikaci mediální patní peloty dochází ke snížení everze zánoží během stojné fáze chůze, což může být využito u pacientů s nadměrnou pronací komplexu hlezenního a subtalárního kloubu. Zároveň dochází ke kompenzačnímu zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží, díky čemuž je zachován plnohodnotný kontakt distální části nohy s podložkou. Při aplikaci retrokapitální peloty dochází ke zvýšení abdukce zánoží i tarso-metatarsálního komplexu, což může být využito při diagnóze vtáčení špiček při chůzi. Práce také ukázala, že pro hodnocení efektu aplikace ortopedických prvků na kinematiku nohy je vzhledem k jejich lokálnímu působení důležité použití multisegmentálního modelu nohy. Při použití jednosegmentálního modelu nohy mohou některé efekty aplikace stélky zůstat skryty, nebo mohou být pozorovány efekty opačné. Takové zkrácení může vést ke špatné interpretaci efektu aplikace ortopedických stélek a v krajním případě až k jejich nesprávnému použití v klinické praxi.

Při porovnání multisegmentálního modelu nohy *CAST* a *Oxford Foot Model* byly zjištěny velké rozdíly ve schopnosti zachytit efekt aplikace mediální patní peloty u tarso-metatarsálního komplexu v sagitální a transverzální rovině. Vysoká míra shody mezi modely byla pozorována u segmentu zánoží ve všech třech anatomických rovinách a u tarso-metatarsálního komplexu ve frontální rovině. Nejvýznamnější efekt aplikace mediální patní peloty je očekáván ve frontální rovině při snížení everze zánoží, kde byla míra shody mezi modely vysoká. Výstupy z obou modelů v této rovině lze považovat za vzájemně porovnatelné. I přes vysokou míru shody mezi modely ve frontální rovině byl multisegmentální model *CAST* schopen zachytit efekt aplikace peloty ve více případech než *Oxford Foot Model*, což z něj v tomto případě činí preferovanou volbu.



## 8 SOUHRN

Lidská noha je anatomicky i funkčně relativně složitá struktura sloužící jako styčný prvek lidského těla s podložkou při bipedální lokomoci. Díky své komplexitě je segment nohy náchylný k řadě kongenitálních či získaných deformit, které mohou výrazně omezit kvalitu běžného každodenního pohybu, a tedy i života postiženého jednice. Pro pochopení funkčního mechanismu konkrétních deformit a pro posouzení efektivity případné terapie je nutná dostatečně přesná a spolehlivá metoda pro analýzu pohybu nohy během chůze. Jednou z populárních exaktních metod je prostorová analýza pohybu pomocí kamerových systémů s infračerveným přísvitem. Jednotlivé segmenty nohy jsou definovány a jejich pohyb následně sledován pomocí reflexních značek umístěných dle zvoleného kinematického modelu. Kinematické modelování nohy se společně s metodou prostorové analýzy pohybu postupně vyvíjelo od znázornění nohy jako jediného vektoru, přes podobu plnohodnotného segmentu s neomezenou možností sledování v prostoru, až po nyní hojně využívané modely sledující vzájemný pohyb jednotlivých částí nohy jako nezávislých celků. Mezi nejrozšířenější multisegmentální modely patří *Oxford Foot Model*, který představuje koncept s pevně definovaným rozmístěním reflexních značek a multisegmentální model nohy *CAST*, jenž poskytuje určitou míru flexibility při umístění značek sledujících pohyb. Tato vlastnost umožňuje lépe přizpůsobit aktuální podobu modelu konkrétnímu cíli měření. Bylo prokázáno, že různé multisegmentální modely produkují rozdílné kinematické výstupy, což může mít vliv na interpretaci výsledků a jejich využití v klinické praxi. Jednou z oblastí, kde se tento nesoulad může negativně projevit, je posuzování efektu aplikace ortopedických stélek. Je důležité vědět, zdali jsou výstupy modelů v této oblasti porovnatelné, případně, který z modelů se pro daný typ analýzy hodí více. Dosud provedené komparace multisegmentálních modelů porovnávaly různými způsoby samotné kinematické křivky či krajní hodnoty. Zjištění takovýchto srovnání však byla klinicky těžko interpretovatelná a s nejasným praktickým přínosem.

Proto se tato práce zaměřila na schopnost modelů zachytit změnu v důsledku intervence a jejím cílem bylo porovnat multisegmentální model založený na metodě *CAST* a *Oxford Foot Model* při určení okamžitého efektu aplikace ortopedických stélek na kinematiku nohy ve stojné fázi chůze. Pro naplnění cíle byly zrealizovány dvě studie, ve kterých bylo hodnoceno 32 zdravých probandů (16 žen a 16 mužů;  $22,9 \pm 3,5$  roku;  $67,9 \pm 10,4$  kg;  $173,7 \pm 10,3$  cm). Zpracováno bylo 17 pokusů chůze pro každou ze tří podmínek – chůze bez pelot, chůze s mediální patní pelotou, chůze s retrokapitální pelotou. Kinematická data byla zaznamenána pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 s osmi kamerami. Reflexní značky reprezentující oba modely nohy byly na těle a obuvi probandů umístěny současně.

Pro ověření schopnosti multisegmentálního modelu zachytit efekt aplikace stélek na jednotlivé funkční celky nohy a k určení vhodného typu peloty pro srovnání výstupů ze dvou

modelů byl v první studii zkoumán vliv mediální patní peloty a retrokapitální peloty na kinematiku nohy při chůzi. Ve frontální rovině došlo při aplikaci mediální patní peloty ke snížení everze zánoží vůči bérci po většinu stojné fáze (mezi 10–80 %) a ke snížení mediánu maxima everze zánoží o  $1,29^\circ$ , z čehož mohou těžit pacienti s nadměrnou pronací zánoží. Zároveň došlo ke kompenzačnímu zvýšení everze tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží, díky čemuž byl zachován plnohodnotný kontakt distální části nohy s podložkou. Při aplikaci retrokapitální peloty došlo ke zvýšení abdukce zánoží a tarso-metatarsálního komplexu se zvýšením mediánu maxima abdukce zánoží o  $2,19^\circ$ , což může pomoci při diagnóze vtáčení špiček.

V rámci druhé studie byla porovnávána schopnost multisegmentálního modelu *CAST* a modelu *Oxford Foot Model* zachytit efekt aplikace mediální patní peloty na úhlové nastavení zánoží vůči bérci a tarso-metatarsálního komplexu vůči zánoží během stojné fáze chůze. U segmentu zánoží byly oba modely v dobré shodě při zachycení efektu aplikace peloty na pohyb ve všech třech anatomických rovinách. U tarso-metatarsálního komplexu panovala shoda pouze u pohybů ve frontální rovině. Nejvýznamnější efekt aplikace mediální patní peloty je očekáván ve frontální rovině při snížení, respektive zvýšení everze zánoží a tarso-metatarsálního komplexu, kde u obou segmentů zachytil multisegmentální model nohy *CAST* efekt aplikace peloty ve více případech, než *Oxford Foot Model*, což z něj v tomto případě činí preferovanou volbu.

## 9 SUMMARY

The human foot is a complex anatomical and functional structure connecting the human body with the ground surface during bipedal locomotion. Due to its complexity, the segment of the foot is prone to a range of congenital and acquired deformities that can significantly limit the individual's ability to perform habitual locomotion and consequently impact the quality of life. A reliable and valid method is required to explore the foot kinematics, understand the functional specifics of various deformities and assess the efficacy of possible treatment. An infrared motion capture systems with passive retroreflective markers are often used to track the motion of individual foot segments. The number of tracked segments depends on the specific kinematic model (biomechanical model and the corresponding marker set). The kinematic modelling of the foot has evolved over time from early kinematic models considering the foot as a single vector segment, to the foot being modelled as single and multisegment body with each part being tracked with six degrees of freedom. The Oxford Foot Model and the CAST multi-segment foot model represent two different models being used in research and clinical practice. Both models have been used to explore the effect of foot orthoses on foot kinematics. It has been shown that different foot models produce different outputs due to different marker sets and anatomical axes definitions in both static and dynamic conditions. Whether and how these differences may affect the interpretation of foot kinematics remains uncertain. Previous research has focused on the comparison of kinematic outputs of different multisegment foot models; however, the translation of this information to explore the effect of interventions such as the effect of foot orthoses is rather difficult and unclear.

Therefore, the aim of this study was to compare the ability of the CAST multisegment foot model and the Oxford Foot Model to detect changes in foot kinematics during the stance phase of gait when wearing a foot orthosis. To achieve this goal, two studies were conducted, in which 32 healthy participants (16 women and 16 men;  $22.9 \pm 3.5$  years;  $67.9 \pm 10.4$  kg;  $173.7 \pm 10.3$  cm) were involved. Kinematic data were captured using an eight camera Vicon Vantage V5 motion capture system. Reflective markers for both foot models were applied simultaneously and remained in place throughout the entire data collection.

The first study examined the effect of a medial heel bar and a retrocapital bar on the foot kinematics during the stance phase of gait. The medial heel bar significantly decreased hindfoot eversion for the majority of the stance phase (between 10-80%), and decreased the median of the peak eversion by  $1.29^\circ$ , which may benefit patients with abnormal pronation. The retrocapital bar significantly increased abduction of both the hindfoot and forefoot with the median of the peak hindfoot abduction increased by  $2.19^\circ$ , which may benefit patients with intoeing gait.

The second study examined the ability of the CAST multi-segment foot model and the Oxford Foot Model to detect the effect of the medial heel bar on hindfoot to tibia and forefoot to hindfoot kinematics during the stance phase of gait. In the hindfoot both models detected the same effect of the medial heel bar in all three anatomical planes. However, in the forefoot there was only agreement between the models in the frontal plane. The main clinical effect of the medial heel bar would be reduction of hindfoot and increase of forefoot eversion in the frontal plane, where the CAST model was able to detect more unique kinematic changes than the Oxford Foot Model; therefore, would be the preferred choice in this case.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akbarshahi, M., Schache, A. G., Fernandez, J. W., Baker, R., Banks, S., & Pandy, M. G. (2010). Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of Biomechanics*, *43*(7), 1292–1301. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.002>
- Alonso-Vázquez, A., Villarroya, M. A., Franco, M. A., Asín, J., & Calvo, B. (2009). Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait & Posture*, *29*(2), 214–219. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.009>
- Andersen, M. S., Benoit, D. L., Damsgaard, M., Ramsey, D. K., & Rasmussen, J. (2010). Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, *43*(2), 268–273. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.034>
- Andriacchi, T. P., Alexander, E. J., Toney, M. K., Dyrby, C., & Sum, J. (1998). A point cluster method for in vivo motion analysis: Applied to a study of knee kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, *120*(6), 743–749. <https://doi.org/10.1115/1.2834888>
- Apkarian, J., Naumann, S., & Cairns, B. (1989). A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, *22*(2), 143–155. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90037-7)
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P., & Klapsing, G. M. (2002). A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(1), 130–138. <https://doi.org/10.1097/00005768-200201000-00020>
- Arndt, A., Lundgren, P., Liu, A., Nester, C., Maiwald, C., Jones, R., Lundberg, A., & Wolf, P. (2013). The effect of a midfoot cut in the outer sole of a shoe on intrinsic foot kinematics during walking. *Footwear Science*, *5*(1), 63–69. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.740688>
- Arndt, A., Wolf, P., Liu, A., Nester, C., Stacoff, A., Jones, R., Lundgren, P., & Lundberg, A. (2007). Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *Journal of Biomechanics*, *40*(12), 2672–2678. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.009>
- Arnold, J. B., Mackintosh, S., Jones, S., & Thewlis, D. (2013). Repeatability of stance phase kinematics from a multi-segment foot model in people aged 50 years and older. *Gait & Posture*, *38*(2), 349–351. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.010>
- Assi, A., Sauret, C., Massaad, A., Bakouny, Z., Pillet, H., Skalli, W., & Ghanem, I. (2016). Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture*, *48*, 30–35. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>

- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
- Baker, R. (2013). *Measuring walking: A handbook of clinical gait analysis*. Mac Keith Press.
- Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2018). The conventional gait model - success and limitations. In *Handbook of human motion* (pp. 489–508). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4\\_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_25)
- Balsdon, M., Dombroski, C., Bushey, K., & Jenkyn, T. R. (2019). Hard, soft and off-the-shelf foot orthoses and their effect on the angle of the medial longitudinal arch. *Prosthetics & Orthotics International*, 43(3), 331–338. <https://doi.org/10.1177/0309364619825607>
- Barré, A., Aissaoui, R., Aminian, K., & Dumas, R. (2017). Assessment of the lower limb soft tissue artefact at marker-cluster level with a high-density marker set during walking. *Journal of Biomechanics*, 62, 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.036>
- Barton, C. J., Levinger, P., Crossley, K. M., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2011). Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(1), 10. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-4-10>
- Barton, C. J., Levinger, P., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2011). Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: A case–control study. *Gait & Posture*, 33(2), 286–291. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.022>
- Benoit, D. L., Damsgaard, M., & Andersen, M. S. (2015). Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2124–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.050>
- Bergamini, E., Pillet, H., Hausselle, J., Thoreux, P., Guerard, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., & Skalli, W. (2011). Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization. *Gait & Posture*, 33(4), 706–711. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.006>
- Birch, I., & Deschamps, K. (2011). Quantification of skin marker movement at the malleoli and talar heads. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(6), 497–504. <https://doi.org/10.7547/1010497>
- Bishop, C., Paul, G., & Thewlis, D. (2013). The reliability, accuracy and minimal detectable difference of a multi-segment kinematic model of the foot–shoe complex. *Gait & Posture*, 37(4), 552–557. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.020>
- Bonci, T., Camomilla, V., Dumas, R., Chèze, L., & Cappozzo, A. (2015). Rigid and non-rigid geometrical transformations of a marker-cluster and their impact on bone-pose estimation. *Journal of Biomechanics*, 48(15), 4166–4172. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.031>

- Bonifácio, D., Richards, J., Selfe, J., Curran, S., & Trede, R. (2018). Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task. *Gait & Posture*, *65*, 106–111. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.041>
- Bresler, B., & Frankel, J. P. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Journal of Fluids Engineering*, *72*(1), 27–36. <https://doi.org/10.1115/1.4016578>
- Brown, G. P., Donatelli, R., Catlin, P. A., & Wooden, M. J. (1995). The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *21*(5), 258–267. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.5.258>
- Bruening, D. A., Cooney, K. M., & Buczek, F. L. (2012a). Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait & Posture*, *35*(4), 529–534. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.363>
- Bruening, D. A., Cooney, K. M., & Buczek, F. L. (2012b). Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait & Posture*, *35*(4), 535–540. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.012>
- Buczek, F. L., Rainbow, M. J., Cooney, K. M., Walker, M. R., & Sanders, J. O. (2010). Implications of using hierarchical and six degree-of-freedom models for normal gait analyses. *Gait & Posture*, *31*(1), 57–63. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.245>
- Burston, J., Richards, J., & Selfe, J. (2018). The effects of three quarter and full length foot orthoses on knee mechanics in healthy subjects and patellofemoral pain patients when walking and descending stairs. *Gait & Posture*, *62*, 518–522. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.018>
- Camomilla, V., Bonci, T., Dumas, R., Chèze, L., & Cappozzo, A. (2015). A model of the soft tissue artefact rigid component. *Journal of Biomechanics*, *48*(10), 1752–1759. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.05.007>
- Camomilla, V., Dumas, R., & Cappozzo, A. (2017). Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics*, *62*, 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.001>
- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P. F., Lucchetti, L., & Leardini, A. (1997). Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, *16*(2–3), 259–274. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00055-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00055-3)
- Cappello, A., La Palombara, P. F., & Leardini, A. (1996). Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-Medical Computing*, *41*(3), 137–151. [https://doi.org/10.1016/0020-7101\(96\)01167-1](https://doi.org/10.1016/0020-7101(96)01167-1)
- Cappello, A., Stagni, R., Fantozzi, S., & Leardini, A. (2005). Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *52*(6), 992–998. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.846728>

- Cappozzo, A. (1991). Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*, *10*(5), 589–602. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90047-2](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90047-2)
- Cappozzo, A., Cappello, A., Della Croce, U., & Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *44*(12), 1165–1174. <https://doi.org/10.1109/10.649988>
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, *10*(4), 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, *11*(2), 90–100. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00046-1](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00046-1)
- Caravaggi, P., Benedetti, M. G., Berti, L., & Leardini, A. (2011). Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. *Gait & Posture*, *33*(1), 133–135. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.013>
- Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *Journal of Biomechanics*, *34*(10), 1299–1307. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00101-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00101-4)
- Carty, C. P., Walsh, H. P. J., & Gillett, J. G. (2015). Sensitivity of the Oxford Foot Model to marker misplacement: A systematic single-case investigation. *Gait & Posture*, *42*(3), 398–401. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.189>
- Challis, J. H. (1995). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, *28*(6), 733–737. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00116-L](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00116-L)
- Chang, A.-H., Abu-Faraj, Z. U., Harris, G. F., Nery, J., & Shereff, M. J. (1994). Multistep measurement of plantar pressure alterations using metatarsal pads. *Foot & Ankle International*, *15*(12), 654–660. <https://doi.org/10.1177/107110079401501205>
- Chapman, G. J., Parkes, M. J., Forsythe, L., Felson, D. T., & Jones, R. K. (2015). Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: An ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis and Cartilage*, *23*(8), 1316–1322. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.02.164>
- Chard, A., Greene, A., Hunt, A., Vanwanseele, B., & Smith, R. (2013). Effect of thong style flip-flops on children's barefoot walking and jogging kinematics. *Journal of Foot and Ankle Research*, *6*(1), 8. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-8>
- Charlton, I. W., Tate, P., Smyth, P., & Roren, L. (2004). Repeatability of an optimised lower body model. *Gait & Posture*, *20*(2), 213–221.



<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.004>

- Chen, S.-J., Mukul, M., & Chou, L.-S. (2011). Soft-tissue movement at the foot during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *101*(1), 25–34. <https://doi.org/10.7547/1010025>
- Chèze, L., Fregly, B. J., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, *28*(7), 879–884. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)95278-D](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)95278-D)
- Chicoine, D., Bouchard, M., Laurendeau, S., Moisan, G., Belzile, E. L., & Corbeil, P. (2021). Biomechanical effects of three types of foot orthoses in individuals with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait & Posture*, *83*, 237–244. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.001>
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Hamill, C. L. (1983). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *15*(5), 376–381. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6645865>
- Clément, J., Dumas, R., Hagemester, N., & de Guise, J. A. (2015). Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization: Performance of subject-specific knee joint models. *Journal of Biomechanics*, *48*(14), 3796–3802. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.040>
- Clément, J., Dumas, R., Hagemester, N., & de Guise, J. A. (2017). Can generic knee joint models improve the measurement of osteoarthritic knee kinematics during squatting activity? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *20*(1), 94–103. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1202935>
- Cobb, S. C., Joshi, M. N., & Pomeroy, R. L. (2016). Reliability of a seven-segment foot model with medial and lateral midfoot and forefoot segments during walking gait. *Journal of Applied Biomechanics*, *32*(6), 608–613. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0262>
- Cohen, J. (1977). The significance of a product moment rs. In *statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed., pp. 75–107). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-179060-8.50008-6>
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *Journal of Biomechanical Engineering*, *115*(4A), 344–349. <https://doi.org/10.1115/1.2895496>
- Collins, T. D., Ghousayni, S. N., Ewins, D. J., & Kent, J. A. (2009). A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait & Posture*, *30*(2), 173–180. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.004>
- Cornwall, M., & McPoil, T. (1999). Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *89*(2), 56–66.

<https://doi.org/10.7547/87507315-89-2-56>

- Cross, J. A., McHenry, B. D., Molthen, R., Exten, E., Schmidt, T. G., & Harris, G. F. (2017). Biplane fluoroscopy for hindfoot motion analysis during gait: A model-based evaluation. *Medical Engineering & Physics*, *43*, 118–123. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.02.009>
- Curtis, D. J., Bencke, J., Stebbins, J. A., & Stansfield, B. (2009). Intra-rater repeatability of the Oxford foot model in healthy children in different stages of the foot roll over process during gait. *Gait & Posture*, *30*(1), 118–121. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.013>
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- de Asla, R. J., Wan, L., Rubash, H. E., & Li, G. (2006). Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *Journal of Orthopaedic Research*, *24*(5), 1019–1027. <https://doi.org/10.1002/jor.20142>
- De Mits, S., Calders, P., Malfait, F., & Rombaut, L. (2017). Foot kinematics in the hypermobility type of Ehlers–Danlos syndrome using the Ghent Foot Model. *Footwear Science*, *9*(sup1), S118–S120. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1314371>
- De Mits, S., Segers, V., Woodburn, J., Elewaut, D., De Clercq, D., & Roosen, P. (2012). A clinically applicable six-segmented foot model. *Journal of Orthopaedic Research*, *30*(4), 655–661. <https://doi.org/10.1002/jor.21570>
- De Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M. A., Palmans, T., & Roosen, P. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, *30*(6), 585–592. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.04.001>
- de Rosario, H., Page, A., Besa, A., Mata, V., & Conejero, E. (2012). Kinematic description of soft tissue artifacts: Quantifying rigid versus deformation components and their relation with bone motion. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *50*(11), 1173–1181. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0978-5>
- Deschamps, K., Birch, I., Desloovere, K., & Matricali, G. A. (2010). The impact of hallux valgus on foot kinematics: A cross-sectional, comparative study. *Gait & Posture*, *32*(1), 102–106. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.017>
- Deschamps, K., Staes, F., Bruyninckx, H., Busschots, E., Matricali, G. A., Spaepen, P., Meyer, C., & Desloovere, K. (2012). Repeatability of a 3D multi-segment foot model protocol in presence of foot deformities. *Gait & Posture*, *36*(3), 635–638. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.007>
- DiLiberto, F. E., Tome, J., Baumhauer, J. F., Houck, J., & Nawoczenski, D. A. (2015). Individual

- metatarsal and forefoot kinematics during walking in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Gait & Posture*, 42(4), 435–441. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.012>
- DiSantis, D. (1986). Early American radiology: The pioneer years. *American Journal of Roentgenology*, 147(4), 850–853. <https://doi.org/10.2214/ajr.147.4.850>
- Dixon, P. C., Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1011–1016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.001>
- Dombroski, C. E., Balsdon, M. E. R., & Froats, A. (2014). The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: A preliminary study. *BMC Research Notes*, 7(1), Article 443. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-7-443>
- Donati, M., Camomilla, V., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2007). Enhanced anatomical calibration in human movement analysis. *Gait & Posture*, 26(2), 179–185. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.04.009>
- Duffin, J., & Hayter, C. R. (2000). Baring the sole. The rise and fall of the shoe-fitting fluoroscope. *Isis*, 91(2), 260–282. <https://doi.org/10.1086/384721>
- Dumas, R., Camomilla, V., Bonci, T., Cheze, L., & Cappozzo, A. (2014). Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 476–481. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.034>
- Duprey, S., Cheze, L., & Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2858–2862. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.010>
- Dyson, E. D. (1956). Shoe-fitting X-ray fluoroscopes. *BMJ*, 2(4987), 269–272. <https://doi.org/10.1136/bmj.2.4987.269>
- Feikes, J. ., O'Connor, J. ., & Zavatsky, A. . (2003). A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 36(1), 125–129. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00276-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00276-2)
- Ferrari, A., Benedetti, M. G., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P., & Leardini, A. (2008). Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & Posture*, 28(2), 207–216. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.009>
- Fiorentino, N. M., Atkins, P. R., Kutschke, M. J., Bo Foreman, K., & Anderson, A. E. (2020). Soft tissue artifact causes underestimation of hip joint kinematics and kinetics in a rigid-body musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, 108, Article 109890. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109890>
- Fiorentino, N. M., Atkins, P. R., Kutschke, M. J., Goebel, J. M., Foreman, K. B., & Anderson, A. E. (2017). Soft tissue artifact causes significant errors in the calculation of joint angles and range of motion at the hip. *Gait & Posture*, 55(December 2016), 184–190.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.033>

- Flux, E., van der Krogt, M. M., Cappa, P., Petrarca, M., Desloovere, K., & Harlaar, J. (2020). The Human Body Model versus conventional gait models for kinematic gait analysis in children with cerebral palsy. *Human Movement Science, 70*, Article 102585. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102585>
- Fritz, C. O., Morris, P. E., & Richler, J. J. (2012). Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. *Journal of Experimental Psychology: General, 141*(1), 2–18. <https://doi.org/10.1037/a0024338>
- Fuller, J., Liu, L.-J., Murphy, M. C., & Mann, R. W. (1997). A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human Movement Science, 16*(2–3), 219–242. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00053-X](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00053-X)
- Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., & Dumas, R. (2015). Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of Biomechanics, 48*(6), 1141–1146. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.010>
- Grimpampi, E., Camomilla, V., Cereatti, A., de Leva, P., & Cappozzo, A. (2014). Metrics for describing soft-tissue artefact and its effect on pose, size, and shape of marker clusters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 61*(2), 362–367. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2279636>
- Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering, 105*(2), 136–144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>
- Halstead, J., Keenan, A. M., Chapman, G. J., & Redmond, A. C. (2016). The feasibility of a modified shoe for multi-segment foot motion analysis: A preliminary study. *Journal of Foot and Ankle Research, 9*(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0138-5>
- Henley, J., Richards, J., Hudson, D., Church, C., Coleman, S., Kersetter, L., & Miller, F. (2008). Reliability of a clinically practical multisegment foot marker set/model. In G. F. Harris, P. A. Smith, & M. R. M. (Eds.), *Foot and Ankle Motion Analysis* (pp. 445–463). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781420005745-31>
- Hoffman, S. E., Peltz, C. D., Haladik, J. A., Divine, G., Nurse, M. A., & Bey, M. J. (2015). Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. *Gait & Posture, 41*(3), 825–829. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.017>
- Holden, J. P., Orsini, J. A., Siegel, K. L., Kepple, T. M., Gerber, L. H., & Stanhope, S. J. (1997). Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait & Posture, 5*(3), 217–227. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01088-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01088-0)
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity

- affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 39(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.017>
- Houck, J., Yack, H. J., & Cuddeford, T. (2004). Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking. *Gait & Posture*, 19(1), 76–84. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00033-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00033-X)
- Hunt, A. E., M. Smith, R., Torode, M., & Keenan, A.-M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 592–600. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00040-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00040-7)
- Hwang, S. J., Choi, H. S., & Kim, Y. H. (2004). Motion analysis based on a multi-segment foot model in normal walking. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4, 5104–5106. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404410>
- Hyslop, E., Woodburn, J., McInnes, I. B., Semple, R., Newcombe, L., Hendry, G., Rafferty, D., De Mits, S., & Turner, D. E. (2010). A reliability study of biomechanical foot function in psoriatic arthritis based on a novel multi-segmented foot model. *Gait & Posture*, 32(4), 619–626. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.004>
- Jackson, L., Binning, J., & Potter, J. (2004). Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsal padding. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(3), 239–245. <https://doi.org/10.7547/0940239>
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383–392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849–860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Kainz, H., Graham, D., Edwards, J., Walsh, H. P. J., Maine, S., Boyd, R. N., Lloyd, D. G., Modenese, L., & Carty, C. P. (2017). Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait & Posture*, 54, 325–331. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.001>
- Kalkum, E., van Drongelen, S., Mussler, J., Wolf, S. I., & Kuni, B. (2016). A marker placement laser device for improving repeatability in 3D-foot motion analysis. *Gait & Posture*, 44, 227–230. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.024>
- Karlsson, D., & Tranberg, R. (1999). On skin movement artefact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. *Human Movement Science*, 18(5), 627–635. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00025-1)

- Kedgley, A. E., & Jenkyn, T. R. (2009). RSA calibration accuracy of a fluoroscopy-based system using nonorthogonal images for measuring functional kinematics. *Medical Physics*, *36*(7), 3176–3180. <https://doi.org/10.1118/1.3147142>
- Kepple, T. M., Stanhope, S. J., Lohmann, K. N., & Roman, N. L. (1990). A video-based technique for measuring ankle-subtalar motion during stance. *Journal of Biomedical Engineering*, *12*(4), 273–280. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(90\)90001-4](https://doi.org/10.1016/0141-5425(90)90001-4)
- Kerr, C. M., Zavatsky, A. B., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Kinematic differences between neutral and flat feet with and without symptoms as measured by the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, *67*, 213–218. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.015>
- Kessler, S. E., Rainbow, M. J., Lichtwark, G. A., Cresswell, A. G., D'Andrea, S. E., Konow, N., & Kelly, L. A. (2019). A direct comparison of biplanar videoradiography and optical motion capture for foot and ankle kinematics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *7*, 1–10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00199>
- Kettler, A., Marin, F., Sattelmayer, G., Mohr, M., Mannel, H., Dürselen, L., Claes, L., & Wilke, H. J. (2004). Finite helical axes of motion are a useful tool to describe the three-dimensional in vitro kinematics of the intact, injured and stabilised spine. *European Spine Journal*, *13*(6), 553–559. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0710-8>
- Kidder, S. M., Abuzzahab, F. S., Harris, G. F., & Johnson, J. E. (1996). A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, *4*(1), 25–32. <https://doi.org/10.1109/86.486054>
- Kim, E. J., Shin, H. S., Lee, J. H., Kyung, M. G., Yoo, H. J., Yoo, W. J., & Lee, D. Y. (2018). Repeatability of a multi-segment foot model with a 15-marker set in normal children. *Clinics in Orthopedic Surgery*, *10*(4), Article 484. <https://doi.org/10.4055/cios.2018.10.4.484>
- Kim, Y., Richards, J., Lidtke, R. H., & Trede, R. (2018). Characteristics of clinical measurements between biomechanical responders and non-responders to a shoe designed for knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, *59*, 23–27. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.038>
- Kitaoka, H. B., Crevoisier, X. M., Hansen, D., Katajarvi, B., Harbst, K., & Kaufman, K. R. (2006). Foot and Ankle Kinematics and Ground Reaction Forces During Ambulation. *Foot & Ankle International*, *27*(10), 808–813. <https://doi.org/10.1177/107110070602701010>
- Klein, T., Chapman, G. J., Lastovicka, O., Janura, M., & Richards, J. (2022). Do different multi-segment foot models detect the same changes in kinematics when wearing foot orthoses? *Journal of Foot and Ankle Research*, *15*(1), Article 68. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00574-z>
- Klein, T., Lastovicka, O., Janura, M., Svoboda, Z., Chapman, G. J., & Richards, J. (2021). The immediate effects of sensorimotor foot orthoses on foot kinematics in healthy adults. *Gait*

- & *Posture*, 84, 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.022>
- Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Buechel, F. F., Northcut, E. J., & Hajner, M. E. (2000). A determination of ankle kinematics using fluoroscopy. *Foot & Ankle International*, 21(4), 343–350. <https://doi.org/10.1177/107110070002100412>
- Kopp, H. (1957). Radiation damage caused by shoe-fitting fluoroscope. *BMJ*, 2(5057), 1344–1345. <https://doi.org/10.1136/bmj.2.5057.1344>
- Kothari, A., Dixon, P. C., Stebbins, J., Zavatsky, A. B., & Theologis, T. (2015). The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet. *Gait & Posture*, 41(3), 786–790. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.012>
- Kothari, A., Dixon, P. C., Stebbins, J., Zavatsky, A. B., & Theologis, T. (2016). Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait & Posture*, 45, 204–210. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.008>
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., & Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 347–357. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90254-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X)
- Lahkar, B. K., Rohan, P.-Y., Assi, A., Pillet, H., Bonnet, X., Thoreux, P., & Skalli, W. (2021). Development and evaluation of a new methodology for soft tissue artifact compensation in the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 122, 110464. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110464>
- Langley, B., Jones, A., Board, T., & Greig, M. (2021). Modified conventional gait model vs. six degrees of freedom model: A comparison of lower limb kinematics and associated error. *Gait & Posture*, 89(June), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.016>
- Laštovička, O., Klein, T., Abrantes, J., & Janura, M. (2020). Immediate effect of individual bars of insoles and their combination on gait parameters in asymptomatic healthy adults. *Somatosensory & Motor Research*, 37(2), 125–131. <https://doi.org/10.1080/08990220.2020.1753686>
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 25(3), 453–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics*, 14(8), 528–536. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00008-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00008-X)
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), 212–225. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>
- Leardini, A., Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., Conconi, M., & Parenti-Castelli, V. (2017). Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in

- gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 62, 77–86.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.029>
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait & Posture*, 69, 50–59.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>
- Leardini, A., Stebbins, J., Hillstrom, H., Caravaggi, P., Deschamps, K., & Arndt, A. (2021). ISB recommendations for skin-marker-based multi-segment foot kinematics. *Journal of Biomechanics*, 125, Article 110581. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110581>
- Lee, D. Y., Seo, S. G., Kim, E. J., Kim, S. J., Lee, K. M., Farber, D. C., Chung, C. Y., & Choi, I. H. (2015). Correlation between static radiographic measurements and intersegmental angular measurements during gait using a multisegment foot model. *Foot & Ankle International*, 36(1), 1–10. <https://doi.org/10.1177/1071100714559727>
- Lenz, A. L., Strobel, M. A., Anderson, A. M., Fial, A. V., MacWilliams, B. A., Krzak, J. J., & Kruger, K. M. (2021). Assignment of local coordinate systems and methods to calculate tibiotalar and subtalar kinematics: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 120, Article 110344. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110344>
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, C. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32(4), 519–523.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>
- Lewis, L., & Caplan, P. E. (1950). The shoe-fitting fluoroscope as a radiation hazard. *California Medicine*, 72(1), 26–30. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15408494>
- Li, K., Zheng, L., Tashman, S., & Zhang, X. (2012). The inaccuracy of surface-measured model-derived tibiofemoral kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(15), 2719–2723.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.007>
- Liu, A., Nester, C. J., Jones, R. K., Lundgren, P., Lundberg, A., Arndt, A., & Wolf, P. (2012). Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(12), 2384–2391.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318265df1d>
- Long, J. T., Eastwood, D. C., Graf, A. R., Smith, P. A., & Harris, G. F. (2010). Repeatability and sources of variability in multi-center assessment of segmental foot kinematics in normal adults. *Gait & Posture*, 31(1), 32–36.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.240>
- Long, J. T., Wang, M., & Harris, G. F. (2011). A model for the evaluation of lower extremity kinematics with integrated multisegmental foot motion. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*, 3(5), 239–244. <https://doi.org/10.1016/j.jecm.2011.09.009>
- Lu, T.-W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates



- using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)
- Lucareli, P. R. G., Contani, L. B. G., Lima, B., Rabelo, N. D. dos A., Ferreira, C. L., Lima, F. P. S., Correa, J. C. F., & Politti, F. (2016). Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. *Gait & Posture*, 43, 9–16. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.008>
- Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A., & Croce, U. Della. (1998). Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 31(11), 977–984. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00083-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00083-9)
- Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot & Ankle*, 9(4), 194–200. <https://doi.org/10.1177/107110078900900409>
- Lundberg, A., Svensson, O. K., Bylund, C., Goldie, I., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex – part 2: Pronation and supination. *Foot & Ankle*, 9(5), 248–253. <https://doi.org/10.1177/107110078900900508>
- Lundberg, A., Svensson, O. K., Bylund, C., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex – part 3: Influence of leg rotation. *Foot & Ankle*, 9(6), 304–309. <https://doi.org/10.1177/107110078900900609>
- Mabuchi, A., Kitoh, H., Inoue, M., Hayashi, M., Ishiguro, N., & Suzuki, N. (2012). The biomechanical effect of the sensomotor insole on a pediatric intoeing gait. *ISRN Orthopedics*, 2012, Article 396718. <https://doi.org/10.5402/2012/396718>
- MacWilliams, B. A., Cowley, M., & Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & Posture*, 17(3), 214–224. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00103-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00103-0)
- Mager, F., Richards, J., Hennies, M., Dötzel, E., Chohan, A., Mbuli, A., & Capanni, F. (2018). Determination of ankle and metatarsophalangeal stiffness during walking and jogging. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(6), 448–453. <https://doi.org/10.1123/jab.2017-0265>
- Mahaffey, R., Morrison, S. C., Drechsler, W. I., & Cramp, M. C. (2013). Evaluation of multi-segmental kinematic modelling in the paediatric foot using three concurrent foot models. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(1), Article 43. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-43>
- Mahaffey, R., Morrison, S., Drechsler, W., & Cramp, M. (2012). Reliability of three foot models to examine paediatric gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5, Article O18. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-S1-O18>
- Maiwald, C., Arndt, A., Nester, C., Jones, R., Lundberg, A., & Wolf, P. (2017). The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibio-calcaneal kinematics of walking gait. *Gait & Posture*, 52, 129–134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.023>

- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., & Stanhope, S. (2002). Knee moment profiles during walking: Errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait & Posture*, *15*(1), 10–17. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00174-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00174-6)
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., & Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. *Gait & Posture*, *11*(1), 38–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00042-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00042-9)
- Maslen, B. A., & Ackland, T. R. (1994). Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. *Clinical Biomechanics*, *9*(5), 291–296. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90041-8](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90041-8)
- Maurer, J. D., Ward, V., Mayson, T. A., Davies, K. R., Alvarez, C. M., Beauchamp, R. D., & Black, A. H. (2013). A kinematic description of dynamic midfoot break in children using a multi-segment foot model. *Gait & Posture*, *38*(2), 287–292. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.002>
- McCahill, J., Stebbins, J., Koning, B., Harlaar, J., & Theologis, T. (2018). Repeatability of the Oxford Foot Model in children with foot deformity. *Gait & Posture*, *61*, 86–89. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.023>
- McClay, I., & Manal, K. (1998). The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion. *Foot & Ankle International*, *19*(1), 26–31. <https://doi.org/10.1177/107110079801900105>
- McClelland, J. A., Allan, J. J., Auhl, M., Buldt, A. K., Landorf, K. B., Cicuttini, F. M., Roddy, E., Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2022). Effects of shoe-stiffening inserts on lower extremity kinematics in individuals with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, *74*(11), 1849–1856. <https://doi.org/10.1002/acr.24647>
- McHenry, B. D., Exten, E. L., Long, J., Law, B., Marks, R. M., & Harris, G. (2015). Sagittal subtalar and talocrural joint assessment with weight-bearing fluoroscopy during barefoot ambulation. *Foot & Ankle International*, *36*(4), 430–435. <https://doi.org/10.1177/1071100714559540>
- McKearney, D. A., Stender, C. J., Cook, B. K., Moore, E. S., Gunnell, L. M., Monier, B. C., Sangeorzan, B. J., & Ledoux, W. R. (2019). Altered range of motion and plantar pressure in anterior and posterior malaligned total ankle arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *101*(18), Article e93. <https://doi.org/10.2106/JBJS.18.00867>
- McPoil, T., & Cornwall, M. W. (1994). Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking. *Foot & Ankle International*, *15*(3), 141–145. <https://doi.org/10.1177/107110079401500309>
- Mentiplay, B. F., & Clark, R. A. (2018). Modified conventional gait model versus cluster

- tracking: Test-retest reliability, agreement and impact of inverse kinematics with joint constraints on kinematic and kinetic data. *Gait & Posture*, 64(October 2017), 75–83. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.033>
- Merker, J., Hartmann, M., Kreuzpointner, F., Schwirtz, A., & Haas, J.-P. (2015). Pathophysiology of juvenile idiopathic arthritis induced pes planovalgus in static and walking condition – A functional view using 3d gait analysis. *Pediatric Rheumatology*, 13(1), Article 21. <https://doi.org/10.1186/s12969-015-0022-z>
- Messier, S. P., Edwards, D. G., Martin, D. F., Lowery, R. B., Cannon, D. W., James, M. K., Curl, W. W., Read, H. M., & Hunter, D. M. (1995). Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(7), 951–960. <https://doi.org/10.1249/00005768-199507000-00002>
- Milner, C. E., & Brindle, R. A. (2016). Reliability and minimal detectable difference in multisegment foot kinematics during shod walking and running. *Gait & Posture*, 43, 192–197. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.022>
- Mindler, G. T., Kranzl, A., Lipkowski, C. A. M., Ganger, R., & Radler, C. (2014). Results of gait analysis including the Oxford Foot Model in children with clubfoot treated with the ponseti method. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 96(19), 1593–1599. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.01603>
- Moseley, L., Smith, R., Hunt, A., & Gant, R. (1996). Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 39–45. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00036-4](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00036-4)
- Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., & Chèze, L. (2017). Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: A case study. *Journal of Biomechanics*, 62, 102–109. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.031>
- Nair, S. P., Gibbs, S., Arnold, G., Abboud, R., & Wang, W. (2010). A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model. *Clinical Biomechanics*, 25(6), 582–587. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.03.004>
- Nardini, F., Belvedere, C., Sancisi, N., Conconi, M., Leardini, A., Durante, S., & Parenti-Castelli, V. (2020). An anatomical-based subject-specific model of in-vivo knee joint 3D kinematics from medical imaging. *Applied Sciences*, 10(6), Article 2100. <https://doi.org/10.3390/app10062100>
- Nester, C. J., Hutchins, S., & Bowker, P. (2001). Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot & Ankle International*, 22(2), 133–139. <https://doi.org/10.1177/107110070102200209>
- Nester, C. J., Jarvis, H. L., Jones, R. K., Bowden, P. D., & Liu, A. (2014). Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: Implications for understanding normal foot function. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), Article 51.

<https://doi.org/10.1186/s13047-014-0051-8>

- Nester, C. J., Jones, R. K., Liu, A., Howard, D., Lundberg, A., Arndt, A., Lundgren, P., Stacoff, A., & Wolf, P. (2007). Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *Journal of Biomechanics*, *40*(15), 3412–3423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.019>
- Nester, C. J., van der Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, *17*(2), 180–187. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00065-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00065-6)
- Nichols, T. E., & Holmes, A. P. (2004). Nonparametric Permutation Tests for Functional Neuroimaging. In R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. T. Ashburner, & W. D. Penny (Eds.), *Human Brain Function* (2nd ed., pp. 887–910). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-012264841-0/50048-2>
- Nicholson, K., Church, C., Takata, C., Niiler, T., Chen, B. P.-J., Lennon, N., Sees, J. P., Henley, J., & Miller, F. (2018). Comparison of three-dimensional multi-segmental foot models used in clinical gait laboratories. *Gait & Posture*, *63*, 236–241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.013>
- Okita, N., Meyers, S. A., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2009). An objective evaluation of a segmented foot model. *Gait & Posture*, *30*(1), 27–34. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.010>
- Okita, N., Meyers, S. A., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2013). Segmental motion of forefoot and hindfoot as a diagnostic tool. *Journal of Biomechanics*, *46*(15), 2578–2585. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.014>
- Oosterwaal, M., Carbes, S., Telfer, S., Woodburn, J., Tørholm, S., Al-Munajjed, A. A., van Rhijn, L., & Meijer, K. (2016). The Glasgow-Maastricht foot model, evaluation of a 26 segment kinematic model of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, *9*(1), Article 19. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0152-7>
- Oosterwaal, M., Telfer, S., Tørholm, S., Carbes, S., van Rhijn, L. W., Macduff, R., Meijer, K., & Woodburn, J. (2011). Generation of subject-specific, dynamic, multisegment ankle and foot models to improve orthotic design: A feasibility study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *12*(1), Article 256. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-256>
- Ounpuu, S., Gage, J. R., & Davis, R. B. (1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *11*(3), 341–349.
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, *48*(7), 1277–1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Peltz, C. D., Haladik, J. A., Hoffman, S. E., McDonald, M., Ramo, N. L., Divine, G., Nurse, M.,

- & Bey, M. J. (2014). Effects of footwear on three-dimensional tibiotalar and subtalar joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, *47*(11), 2647–2653. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.016>
- Phan, C.-B., Shin, G., Lee, K. M., & Koo, S. (2019). Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited. *Journal of Biomechanics*, *95*, Article 109287. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.031>
- Pohl, M. B., Messenger, N., & Buckley, J. G. (2006). Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. *Clinical Biomechanics*, *21*(2), 175–183. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.005>
- Portinaro, N., Leardini, A., Panou, A., Monzani, V., & Caravaggi, P. (2014). Modifying the Rizzoli Foot Model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*(1), Article 57. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0057-2>
- Pothrat, C., Authier, G., Viehweger, E., Berton, E., & Rao, G. (2015). One- and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. *Clinical Biomechanics*, *30*(5), 493–499. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.004>
- Ramakrishnan, H. K., & Kadaba, M. P. (1991). On the estimation of joint kinematics during gait. *Journal of Biomechanics*, *24*(10), 969–977. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90175-M](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90175-M)
- Ramsey, D. K., & Wretenberg, P. F. (1999). Biomechanics of the knee: Methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clinical Biomechanics*, *14*(9), 595–611. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00015-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00015-7)
- Rao, S., Saltzman, C., & Yack, H. J. (2007). Segmental foot mobility in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Clinical Biomechanics*, *22*(4), 464–471. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.013>
- Rattanaprasert, U., Smith, R., Sullivan, M., & Gilleard, W. (1999). Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, *14*(1), 14–23. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00034-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00034-5)
- Reay, J., Leboeuf, F., Hanssen, B., Chiu, J., & Jones, R. (2022). Repeatability of the Oxford Foot Model: Comparison of a team of assessors with different backgrounds and no prior experience of the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, *92*, 191–198. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.010>
- Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Fregly, B. J., Koh, B. II, Haftka, R. T., George, A. D., & Mitchell, K. H. (2005). Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of Biomechanics*, *38*(3), 621–626.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.031>

- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. ., Murphy, N., Stacoff, A., & Stano, A. (1997). Tibiofemoral and tibioalcalcaneal motion during walking: External vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, *6*(2), 98–109. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01110-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01110-7)
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, *30*(7), 729–732. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00001-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00001-8)
- Richard, V., Lamberto, G., Lu, T.-W., Cappozzo, A., & Dumas, R. (2016). Knee kinematics estimation using multi-body optimisation embedding a knee joint stiffness matrix: A feasibility study. *PLOS ONE*, *11*(6), Article e0157010. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157010>
- Richards, J. (2018). *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (2nd ed.). Elsevier.
- Roach, K. E., Foreman, K. B., MacWilliams, B. A., Karpos, K., Nichols, J., & Anderson, A. E. (2021). The modified Shriners Hospitals for Children Greenville (mSHCG) multi-segment foot model provides clinically acceptable measurements of ankle and midfoot angles: A dual fluoroscopy study. *Gait & Posture*, *85*(February), 258–265. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.004>
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd ed.). Human Kinetics. <https://us.humankinetics.com/products/research-methods-in-biomechanics-2nd-edition>
- Rosenbaum, D. (2013). Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. *Gait & Posture*, *38*(4), 1067–1069. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.001>
- Saito, G. H., Sturnick, D. R., Ellis, S. J., Deland, J. T., & Demetracopoulos, C. A. (2019). Influence of tibial component position on altered kinematics following total ankle arthroplasty during simulated gait. *Foot & Ankle International*, *40*(8), 873–879. <https://doi.org/10.1177/1071100719858620>
- Sampath, G., Abu-Faraj, Z. O., Smith, P. A., & Harris, G. F. (1998). Clinical validation of a system for the analysis of pediatric foot and ankle kinematics during gait. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286)*, *China*, *5*(5), 2418–2421. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1998.744918>
- Saraswat, P., MacWilliams, B. A., & Davis, R. B. (2012). A multi-segment foot model based on anatomically registered technical coordinate systems: Method repeatability in pediatric feet. *Gait & Posture*, *35*(4), 547–555. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.022>
- Saraswat, P., MacWilliams, B. A., Davis, R. B., & D'Astous, J. L. (2013). A multi-segment foot

- model based on anatomically registered technical coordinate systems: Method repeatability and sensitivity in pediatric planovalgus feet. *Gait & Posture*, 37(1), 121–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.023>
- Saraswat, P., MacWilliams, B. A., Davis, R. B., & D'Astous, J. L. (2014). Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait & Posture*, 39(1), 339–345. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.003>
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*, 3(3), 121–138. [https://doi.org/10.1016/0968-0160\(96\)00210-4](https://doi.org/10.1016/0968-0160(96)00210-4)
- Sawacha, Z., Cristoferi, G., Guarneri, G., Corazza, S., Donà, G., Denti, P., Facchinetti, A., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2009). Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1), Article 37. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-37>
- Schallig, W., Streekstra, G. J., Hulshof, C. M., Kleipool, R. P., Dobbe, J. G. G., Maas, M., Harlaar, J., van der Krogt, M. M., & van den Noort, J. C. (2021). The influence of soft tissue artifacts on multi-segment foot kinematics. *Journal of Biomechanics*, 120, Article 110359. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110359>
- Schallig, W., van den Noort, J. C., McCahill, J., Stebbins, J., Leardini, A., Maas, M., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2020). Comparing the kinematic output of the Oxford and Rizzoli Foot Models during normal gait and voluntary pathological gait in healthy adults. *Gait & Posture*, 82(August), 126–132. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.126>
- Schmitz, A., Buczek, F. L., Bruening, D., Rainbow, M. J., Cooney, K., & Thelen, D. (2016). Comparison of hierarchical and six degrees-of-freedom marker sets in analyzing gait kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(2), 199–207. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1006208>
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1991). Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*, 24(8), 743–752. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90338-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90338-N)
- Seo, S. G., Lee, D. Y., Kim, J.-B., Kim, S. H., Park, H. S., Yoo, H. J., Kim, S. J., Kim, J., Lee, K. M., Chung, C. Y., & Choi, I. H. (2014). Repeatability of a multi-segment foot model with 15-marker set in normal adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(S1), Article A74. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-S1-A74>
- [Shoe-fitting fluoroscope shoecard]. Museum of Radiation and Radioactivity. <https://www.orau.org/health-physics-museum/collection/shoe-fitting-fluoroscope>
- Shultz, R., Kedgley, A. E., & Jenkyn, T. R. (2011). Quantifying skin motion artifact error of the hindfoot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using single-plane fluoroscopy. *Gait & Posture*, 34(1), 44–48.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.008>

- Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait & Posture*, *23*(4), 411–424. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.003>
- Sinclair, J., Hebron, J., & Taylor, P. J. (2014). The influence of tester experience on the reliability of 3D kinematic information during running. *Gait & Posture*, *40*(4), 707–711. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.004>
- Song, Y., Liang, M., & Lian, W. (2020). A comparison of foot kinematics between pregnant and non-pregnant women using the Oxford Foot Model during walking. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, *34*(1), Article 20. <https://doi.org/10.1504/IJBET.2020.110335>
- Soutas-Little, R. W., Beavis, G. C., Verstraete, M. C., & Markus, T. L. (1987). Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *19*(3), 285–293.
- Souza, T. R., Fonseca, H. L., Vaz, A. C. A., Antero, J. S., Marinho, C. S., & Fonseca, S. T. (2014). Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *104*(6), 601–609. <https://doi.org/10.7547/8750-7315-104.6.601>
- Spoor, C. W., & Veldpaus, F. E. (1980). Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *Journal of Biomechanics*, *13*(4), 391–393. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90020-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90020-2)
- Stacoff, A., Kälin, X., & Stüssi, E. (1991). The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*(4), 482–490.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. ., van den Bogert, A. ., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, *15*(1), 54–64. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00028-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00028-5)
- Stagni, R., Fantozzi, S., & Cappello, A. (2009). Double calibration vs. global optimisation: Performance and effectiveness for clinical application. *Gait & Posture*, *29*(1), 119–122. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.008>
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., & Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. *Clinical Biomechanics*, *20*(3), 320–329. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012>
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. (2006). Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait & Posture*, *23*(4), 401–410. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.002>
- Stell, J. F., & Buckley, J. G. (1998). Controlling excessive pronation: A comparison of casted



- and non-casted orthoses. *The Foot*, 8(4), 210–214. [https://doi.org/10.1016/S0958-2592\(98\)90031-1](https://doi.org/10.1016/S0958-2592(98)90031-1)
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 25(4), 533–543. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.002>
- Teixeira, B. G., Araújo, V. L., Santos, T. R. T., Magalhães, F. A., Resende, R. A., Schallig, W., van der Krogt, M. M., Fonseca, S. T., & Souza, T. R. (2022). Comparison between the Rizzoli and Oxford foot models with independent and clustered tracking markers. *Gait & Posture*, 91, 48–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.001>
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M. P. M., & Woodburn, J. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*, 46(9), 1489–1495. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.036>
- Theologis, T. N., Harrington, M. E., Thompson, N., & Benson, M. K. D. (2003). Dynamic foot movement in children treated for congenital talipes equinovarus. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, 85-B(4), 572–577. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.85B4.13696>
- Thomas, R., Daniels, T. R., & Parker, K. (2006). Gait analysis and functional outcomes following ankle arthrodesis for isolated ankle arthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88(3), 526–535. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.00521>
- Tome, J., Nawoczenski, D. A., Flemister, A., & Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(9), 635–644. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2293>
- Tranberg, R., & Karlsson, D. (1998). The relative skin movement of the foot: A 2-D roentgen photogrammetry study. *Clinical Biomechanics*, 13(1), 71–76. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00052-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00052-1)
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y., & Lin, C.-C. (2011). Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1182–1188. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.009>
- Tulchin, K., Orendurff, M., Adolfsen, S., & Karol, L. (2009). The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(4), 377–386. <https://doi.org/10.1123/jab.25.4.377>
- Tulchin, K., Orendurff, M., & Karol, L. (2010a). A comparison of multi-segment foot kinematics during level overground and treadmill walking. *Gait & Posture*, 31(1), 104–108. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.007>
- Tulchin, K., Orendurff, M., & Karol, L. (2010b). The effects of surface slope on multi-segment

- foot kinematics in healthy adults. *Gait & Posture*, 32(4), 446–450. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.008>
- Turner, D. E., Helliwell, P. S., Emery, P., & Woodburn, J. (2006). The impact of rheumatoid arthritis on foot function in the early stages of disease: A clinical case series. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(1), Article 102. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-102>
- Turner, D. E., & Woodburn, J. (2008). Characterising the clinical and biomechanical features of severely deformed feet in rheumatoid arthritis. *Gait & Posture*, 28(4), 574–580. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.004>
- Turner, D. E., Woodburn, J., Helliwell, P. S., Cornwall, M. W., & Emery, P. (2003). Pes planovalgus in RA: A descriptive and analytical study of foot function determined by gait analysis. *Musculoskeletal Care*, 1(1), 21–33. <https://doi.org/10.1002/msc.36>
- van Hove, S., de Vos, J., Weijers, P., Verbruggen, J., Willems, P., Poeze, M., & Meijer, K. (2015). Repeatability of the Oxford Foot Model for kinematic gait analysis of the foot and ankle. *Clinical Research on Foot & Ankle*, 3(2), 27–29. <https://doi.org/10.4172/2329-910X.1000171>
- van Hove, Sander, de Vos, J., Verbruggen, J., Willems, P., Meijer, K., & Poeze, M. (2015). Gait analysis and functional outcome after calcaneal fracture. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 97(22), 1879–1888. <https://doi.org/10.2106/JBJS.N.01279>
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & van Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS ONE*, 12(12), Article e0189876. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Veldpaus, F. E., Woltring, H. J., & Dortmans, L. J. M. G. (1988). A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 21(1), 45–54. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90190-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90190-X)
- Vermeulen, S., De Mits, S., De Ridder, R., Calders, P., De Schepper, J., Malfait, F., & Rombaut, L. (2022). Altered multisegment ankle and foot kinematics during gait in patients with hypermobile Ehlers-Danlos syndrome/hypermobility spectrum disorder: A case-control Study. *Arthritis Care & Research*, 74(5), 841–848. <https://doi.org/10.1002/acr.24526>
- Vicon Motion Systems. (2020). *Plug-in Gait reference guide* (pp. 64–66). Vicon Motion Systems.
- Wahmkow, G., Cassel, M., Mayer, F., & Baur, H. (2017). Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PLoS ONE*, 12(3), Article e0172334. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172334>
- Wang, R., Thur, C. K., Gutierrez-Farewik, E. M., Wretenberg, P., & Broström, E. (2010). One year follow-up after operative ankle fractures: A prospective gait analysis study with a

- multi-segment foot model. *Gait & Posture*, 31(2), 234–240.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.012>
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., Yates, B., Sullivan, P. M., Urry, S. R., & Dubois, P. (2004). Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(10), 1761–1767.  
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000142297.10881.11>
- Westblad, P., Hashimoto, T., Winson, I., Lundberg, A., & Arndt, A. (2002). Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. *Foot & Ankle International*, 23(9), 856–863.  
<https://doi.org/10.1177/107110070202300914>
- Wolf, P., Stacoff, A., Liu, A., Nester, C., Arndt, A., Lundberg, A., & Stuessi, E. (2008). Functional units of the human foot. *Gait & Posture*, 28(3), 434–441.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.02.004>
- Woltring, H. J., Huiskes, R., de Lange, A., & Veldpaus, F. E. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 18(5), 379–389. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90293-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90293-3)
- Woodburn, J., Turner, D. E., Helliwell, P. S., & Barker, S. (1999). A preliminary study determining the feasibility of electromagnetic tracking for kinematics at the ankle joint complex. *Rheumatology*, 38(12), 1260–1268.  
<https://doi.org/10.1093/rheumatology/38.12.1260>
- Woodburn, J., Nelson, K. M., Siegel, K. L., Kepple, T. M., & Gerber, L. H. (2004). Multisegment foot motion during gait: Proof of concept in rheumatoid arthritis. *The Journal of Rheumatology*, 31(10), 1918–1927.
- Wrbaškić, N., & Dowling, J. J. (2007). An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 230–238.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.006>
- Wright, C. J., Arnold, B. L., Coffey, T. G., & Pidcoe, P. E. (2011). Repeatability of the modified Oxford Foot Model during gait in healthy adults. *Gait & Posture*, 33(1), 108–112.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.084>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I: Ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Wu, W.-L., Su, F.-C., Cheng, Y.-M., Huang, P.-J., Chou, Y.-L., & Chou, C.-K. (2000). Gait analysis after ankle arthrodesis. *Gait & Posture*, 11(1), 54–61.

[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00049-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00049-1)

- Yoo, H. J., Park, H. S., Lee, D.-O., Kim, S. H., Park, G. Y., Cho, T.-J., & Lee, D. Y. (2022). Comparison of the kinematics, repeatability, and reproducibility of five different multi-segment foot models. *Journal of Foot and Ankle Research*, *15*(1), Article 1. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00508-1>
- Zhang, X., & Vanwanseele, B. (2023). Immediate effects of forefoot wedges on multi-segment foot kinematics during jogging in recreational runners with a symptomatic pronated foot. *Frontiers in Physiology*, *13*, Article 1064240. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1064240>
- Žuk, M., & Pezowicz, C. (2015). Kinematic analysis of a six-degrees-of-freedom model based on ISB recommendation: A repeatability analysis and comparison with conventional gait model. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2015*, Article 503713. <https://doi.org/10.1155/2015/503713>

# 11 PŘÍLOHY

## 11.1 Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21. 12. 2017 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu/

autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Tomáš Klein**  
spoluřešitelé: **Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Ondřej Laštovička**

s názvem **Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **3 / 2018**  
dne: **9. 1. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009  
www.ftk.upol.cz

## 11.2 Příloha 2. Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):**

**Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či ze studie odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum: