

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV SENZOMOTORICKÝCH STÉLEK NA BIOMECHANICKÉ PARAMETRY  
CHŮZE

Disertační práce

Autor: Mgr. Ondřej Laštovička

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Olomouc 2023

**Jméno a příjmení autora:** Mgr. Ondřej Laštovička

**Název disertační práce:** Vliv senzomotorických stélek na biomechanické parametry chůze

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

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Rok obhajoby:** 2023

**Abstrakt:** Cílem práce bylo určit účinky senzomotorických stélek na biomechanické aspekty chůze dospělých osob. Ve třech studiích bylo hodnoceno celkem 37 zdravých probandů (21 mužů a 16 žen;  $23,2 \pm 3,6$  let;  $173,9 \pm 9,1$  cm;  $67,5 \pm 9,8$  kg) a 16 pacientů s flexibilním funkčním plochonožím (4 muži a 12 žen;  $30,3 \pm 12,2$  let;  $171,1 \pm 8,7$  cm;  $69,6 \pm 9,3$  kg). Okamžité a přetrvávající změny úhlových i časoprostorových parametrů chůze ve standardizované obuvi byly hodnoceny pomocí třídímní analýzy pohybu. Změna aktivity svalů dolních končetin a subjektivní změna zdravotního stavu po 12týdenní intervenci individualizovanými stélkami byly hodnoceny prostřednictvím povrchové elektromyografie, resp. 11bodové škály „Global rating of change“. Aplikace retrokapitálních pelot vedla k okamžitému zvýšení absolutní (maximální změna  $1,6^\circ \pm 0,3^\circ$ ;  $p = 0,007$ ) i relativní (maximální změna  $2,0^\circ \pm 0,2^\circ$ ;  $p < 0,001$ ) zevní rotace nohy zdravých probandů, zatímco rotační účinek mediální kalkaneální peloty byl nekonzistentní. Přetrvávající efekt individualizovaných stélek na biomechanické aspekty chůze pacientů s plochonožím se přes subjektivní zlepšení zdravotního stavu experimentální skupiny ( $p = 0,007$ ) nepodařilo prokázat. Okamžitý efekt zkoumaných pelot i jejich kombinace lze z velké části vysvětlit pomocí základních mechanických principů, přesto je patrná interindividuální variabilita reakcí probandů na konkrétní podmínky. Ověření očekávaných změn by mělo být běžnou součástí ortotické intervence.

**Klíčová slova:** noha, podologie, podiatrie, analýza chůze, plochonoží, nožní ortézy, kinematika, elektromyografie

Práce byla realizována v rámci projektů podpořených Nadačním fondem Univerzity Palackého pro rok 2016 a Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (IGA\_FTK\_2018\_014 a IGA\_FTK\_2019\_007).

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovnických služeb.

**Author's first name and surname:** Mgr. Ondřej Laštovička

**Title of dissertation thesis:** The influence of sensorimotor foot orthoses on biomechanical parameters of gait

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

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

**The year of presentation:** 2023

**Abstract:** The aim of this thesis was to determine the effect of sensorimotor insoles on biomechanical aspects of walking in adults. A total of 37 healthy probands (21 men and 16 women;  $23.2 \pm 3.6$  years;  $173.9 \pm 9.1$  cm;  $67.5 \pm 9.8$  kg) and 16 patients with flexible functional flatfoot (4 men and 12 women;  $30.3 \pm 12.2$  years;  $171.1 \pm 8.7$  cm;  $69.6 \pm 9.3$  kg) were evaluated in three studies. Immediate and persistent changes of angular and spatiotemporal gait parameters in standardised footwear were evaluated using three-dimensional movement analysis. Changes in lower limb muscle activity and subjective health status changes after the 12-week intervention with individualised insoles were evaluated with surface electromyography and the 11-point "Global rating of change" scale, respectively. The application of retrocapital bars resulted in an immediate increase in both absolute (maximum change  $1.6^\circ \pm 0.3^\circ$ ;  $p = 0.007$ ) and relative (maximum change  $2.0^\circ \pm 0.2^\circ$ ;  $p < 0,001$ ) external foot rotation of healthy probands, whereas the rotational effect of medial calcaneal bar was inconsistent. A persistent effect of individualised insoles on biomechanical aspects of gait in flatfoot patients could not be proven, despite the subjective improvement in the health status of the experimental group ( $p = 0.007$ ). The immediate effect of the investigated bars and their combinations can be largely explained using basic mechanical principles; nevertheless, interindividual variability in the probands' responses to specific conditions is evident. Verification of the expected changes should be a routine part of an orthotic intervention.

**Keywords:** foot, podology, podiatry, gait analysis, flatfoot, foot orthoses, kinematics, electromyography

The thesis was implemented within the projects supported by the Endowment Fund of Palacký University for 2016 and the Faculty of Physical Culture of the Palacký University Olomouc (IGA\_FTK\_2018\_014 and IGA\_FTK\_2019\_007).

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 31. 12. 2022

.....

Rád bych touto cestou poděkoval zejména prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. a Mgr. Tomáši Kleinovi, bez nichž by tato práce vznikala jen těžko. Stejně tak patří můj dík panu Petru Bartošovi, Ing. Petru Štěpaníkovi, kolegyním a kolegům z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci a všem, kteří se jakoukoliv měrou podíleli na realizaci výzkumu. V neposlední řadě pak děkuji svým rodičům, kteří mi nejprve vůbec umožnili studovat a později mě v tomto snažení všemožně podporovali. Děkuji!

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

6DoF	šest stupňů volnosti ( <i>six degrees of freedom</i> )
BS	základní stélka ( <i>base sole</i> )
CAST	Technika kalibrovaného anatomického systému ( <i>Calibrated anatomical system technique</i> )
CM	mediální kalkaneální/patní pelota ( <i>calcaneal medial</i> )
CL	laterální kalkaneální/patní pelota ( <i>calcaneal lateral</i> )
DFL	dorzální flexe
DK, DKK	dolní končetina, dolní končetiny
EMG	elektromyografie
FFP	flexibilní funkční plochonoží
FPA	úhel progrese nohy ( <i>Foot progression angle</i> )
GC	chůzový cyklus ( <i>gait cycle</i> )
HLK	hlezenní kloub
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
mGAM	musculus gastrocnemius medialis
mPL	musculus peroneus longus
mTA	musculus tibialis anterior
mTP	musculus tibialis posterior
mtt	metatarz
NTNH	Normalizovaná zkrácená výška navikulární kosti ( <i>Normalised truncated navicular height</i> )
PFL	plantární flexe
PiG	<i>Plug-in Gait</i>

RL	retrokapitální laterální pelota
RM	retrokapitální mediální pelota
RMS	odmocnina průměru čtverců ( <i>root mean square</i> )
sEMG	povrchová ( <i>surface</i> ) EMG
SENIAM	sEMG pro neinvazivní hodnocení svalů ( <i>Surface EMG for the non-invasive assessment of muscles</i> )
SPM	statistické parametrické mapování
STJ	subtalární kloub ( <i>subtalar joint</i> )

## OBSAH

1	ÚVOD .....	11
2	PŘEHLED POZNATKŮ .....	13
2.1	Biomechanika a kineziologie nohy .....	13
2.1.1	Subtalární kloub .....	13
2.1.2	Transverzotarzální kloub a „mechanismy nohy“ .....	14
2.1.3	Klenby nožní a paralelní systém sdílení zátěže.....	15
2.1.3.1	Plantární aponeuróza a krátké svaly nohy .....	16
2.1.3.2	Dlouhé (zevní) svaly a ligamentózní aparát nohy.....	17
2.2	Analýza chůze .....	18
2.2.1	Časoprostorové charakteristiky .....	20
2.2.2	Kinematická analýza .....	20
2.2.2.1	Měřicí systémy, systém Vicon.....	21
2.2.2.2	Kinematické modely .....	21
2.2.2.2.1	Konvenční modely.....	22
2.2.2.2.2	Alternativy konvenčních modelů.....	23
2.2.3	Kinetická analýza .....	25
2.2.4	Povrchová elektromyografie .....	27
2.2.4.1	Záznam a digitalizace EMG signálu .....	27
2.2.4.1.1	Lokalizace elektrod/senzoru .....	28
2.2.4.1.2	Konstrukce elektrod/senzorů, systém Delsys .....	28
2.2.4.2	Zpracování EMG/sEMG signálu .....	30
2.2.5	Základní biomechanické charakteristiky normální chůze .....	32
2.3	Plochá noha dospělých .....	33
2.3.1	Klinická diagnostika plochonoží.....	34
2.3.2	Terapie plochonoží.....	36
2.4	Ortopedické vložky .....	37



2.4.1	Dělení ortopedických vložek .....	38
2.4.2	Účinky ortotických prvků v oblasti předonoží a zadonoží .....	42
2.4.3	Teorie fungování nohy a ortopedických stélek.....	43
2.4.3.1	Kinematické teorie.....	44
2.4.3.2	Kinetické teorie .....	48
2.4.3.3	Další alternativní teorie .....	49
3	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY .....	53
3.1	Dílčí cíle.....	53
3.2	Hypotézy k dílčím studiím.....	53
3.2.1	Hypotézy ke studii č. 1 .....	53
3.2.2	Hypotézy ke studii č. 2 .....	54
3.2.3	Hypotézy ke studii č. 3 .....	54
4	METODIKA .....	55
4.1	Metodika studie č. 1 – „pilotní“ .....	55
4.2	Metodika studie č. 2 – „experimentální“ .....	57
4.3	Metodika studie č. 3 – „(experimentální) intervenční“ .....	60
5	VÝSLEDKY .....	67
5.1	Výsledky studie č. 1 .....	67
5.2	Výsledky studie č. 2.....	68
5.3	Výsledky studie č. 3.....	69
6	DISKUSE A LIMITY STUDIÍ.....	73
6.1	Diskuse ke studiím č. 1 a 2 .....	73
6.2	Diskuse ke studii č. 3 .....	76
6.3	Limity studií.....	79
7	ZÁVĚRY .....	81
8	SOUHRN.....	82
9	SUMMARY.....	84

10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	86
11	PŘÍLOHY.....	116
11.1	Příloha 1. Vyjádření Etické komise ke studii č. 1 .....	116
11.2	Příloha 2. Informovaný souhlas ke studii č. 1 v českém jazyce.....	117
11.3	Příloha 3. Informovaný souhlas ke studii č. 1 v anglickém jazyce .....	118
11.4	Příloha 4. Vyjádření Etické komise ke studii č. 2 .....	119
11.5	Příloha 5. Informovaný souhlas ke studii č. 2 .....	120
11.6	Příloha 6. Vyjádření Etické komise ke studii č. 3 .....	121
11.7	Příloha 7. Informovaný souhlas ke studii č. 3 .....	122
11.8	Příloha 8. Dotazník míry omezení vykonávaných aktivit v důsledku plochonoží .....	123
11.9	Příloha 9. „Global rating of change“ škála subjektivního hodnocení celkové změny zdravotního stavu.....	124
11.10	Příloha 10. Potenciální vliv zevní rotace nohy na usnadnění pohybu vpřed při aplikaci kalkaneální/patní mediální a retrokapitální laterální peloty senzomotorických stélek .....	125

## 1 ÚVOD

Lidská noha je unikátní struktura kombinující v sobě současně mechanickou komplexitu a strukturální pevnost (Dinsdale, 2009; Wright, Ivanenko, & Gurfinkel, 2012). Svojí členitostí či nutností svalové stabilizace je podobna páteři (Lewit & Lepšíková, 2008; McKeon, Hertel, Bramble, & Davis, 2015) a je tak častým předmětem zájmu řady odborníků i laické veřejnosti. Přesto doposud není obor Podologie/Podiatrie v rámci zdravotního systému České republiky právně regulován a péče o nohu tak prostupuje napříč lékařskými, nelékařskými i dalšími profesemi (L. Hladíková, Ministerstvo zdravotnictví České republiky, emailová komunikace, 23. 3. 2020). Synonymem zdravotní péče o nohy se pak pro velkou část populace stala terapie ortopedickými vložkami/stélkami.

Ačkoliv řada studií popisuje převážně pozitivní efekt aplikace různých druhů stélek u různých pacientů (Ball & Afheldt, 2002a; Landorf & Keenan, 2000), biomechanické vysvětlení jejich terapeutického efektu je předmětem spekulací již více než jedno století (Kirby, 2010b) a vědecké důkazy mechanického účinku stélek jsou stále považovány za kontroverzní (Pascual Huerta, Ropa Moreno, Kirby, García Carmona, & Orejana García, 2009). Novější poznatky také ukazují, že důležitým faktorem jejich působení může být ovlivnění senzomotorického systému (Hatton, Rome, Dixon, Martin, & McKeon, 2013), na který tak v posledních letech cílí řada konceptů. Ty zahrnují tzv. texturované (Hatton, Dixon, Rome, Newton, & Martin, 2012), propioceptivní/posturální (Beltrán, 2008; Pasin Neto et al., 2017; Rothbart, 2013) a vibrační (Priplata, Niemi, Harry, Lipsitz, & Collins, 2003) stélky, či stélky obecně cílící na zlepšení rovnováhy (S. D. Perry, Radtke, McIlroy, Fernie, & Maki, 2008). Koncepty „senzomotorických stélek“ jsou dalšími z této skupiny, na rozdíl od předešlých přístupů ale s potenciální změnou v aktivitě konkrétních svalů dolní končetiny (DK) (Ludwig, Kelm, & Fröhlich, 2016).

Přestože některé studie naznačují, že senzomotorické stélky zlepšují jak abnormální vzor chůze dětí vtáčejších při ní špičky směrem dovnitř (Mabuchi et al., 2012), tak např. schopnost chůze pacientů s diagnózou Charcot–Marie–Tooth (Wegener, Wegener, Smith, Schott, & Burns, 2016), způsob jakým jednotlivé peloty senzomotorických stélek ovlivňují biomechanické parametry chůze není zcela znám. Stejně tak chybí studie, hodnotící efekt terapie těmito stélkami u dalších diagnóz. Práce proto shrnuje současné

poznatky týkající se terapie ortopedickými stélkami a definuje účinky senzomotorických stélek na biomechanické parametry chůze dospělých osob.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Biomechanika a kineziologie nohy

Je obecně známo, že abnormální pozice v jednom kloubu může do jisté míry ovlivnit postavení kloubů jiných a způsobovat tak řadu tzv. funkčních obtíží (Dinsdale, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009). Je přitom zřejmé, že toto zřetězení může mít jak „disto–proximální“, tak „proximo–distální“ charakter s individuálně rozdílnými kompenzačními strategiemi na všech úrovních lidského těla (Vařeka & Vařeková, 2009c; Wallden, 2015). V tomto směru se pak jako zásadní jeví subtalární kloub (STJ) tvořící společně s kyčelním kloubem (KYK) jednak pomyslné konce celého „řetězu“ DK a dle Kirby (2001) také mechanické spojení, skrze které jsou pohyby DK v transverzální rovině převáděny do frontálních pohybů nohy a naopak.

#### 2.1.1 Subtalární kloub

Řada autorů, například Čihák (2011), popisuje jako podhlezenní kloub pouze spojení facies articularis talaris posterior tvořící hlavici kloubu a facies articularis calcanearis posterior konstituující jamku. Kapandji (1987) naproti tomu mluví o dvou oddělených artikulacích, které spolu tvoří STJ jako celek. Mimo již zmíněné zadní kloubní plošky obou kostí se jedná dále o menší kloubní plošku na spodní straně krčku a hlavice talu, která se často ještě dělí na facies articularis calcanearis anterior et media, a s ní korelující přední plošku kalkaneu, která může být taktéž rozdělena. Podle Michaud (1997) pak variabilita počtu kloubních plošek souvisí se stabilitou kloubu a rozsahem pohybu, který je v něm umožněn. Za nejrigidnější označuje autor stav, kdy spolu obě kosti artikulují třemi fasetami tak, že při supinaci v kloubu dochází k vytvoření jakéhosi „kostního bloku“ znemožňujícího další pohyb kloubu okolo jeho osy. Novější práce však ukazují, že přesněji se jedná spíše o „soubor os“, kde každá osa má své prostorové umístění (Kirby, 2001).

Dle Kirby (1987) lze orientačně aktuální pozici osy STJ do jisté míry znázornit pomocí jednoduchého palpačního vyšetření, kdy je průběh osy kloubu promítnut pomocí tzv. bodů nulové rotace na plošku nohy vyšetřovaného. Vzhledem k provedení klinického testu, kdy vyšetřující tlakem na hlavíčku V. metatarzu (mtt) maximálně (sic) pronuje transverzotarzální kloub, se však jedná spíše o promítnutí společné osy STJ

a transverzotarzálního kloubu, kterou Kapandji (1987, 186) nazývá „osou Henkeho“ a kolem níž koná „zadní tarzus“ pohyby jako celek. Těmito pohyby jsou inverze jako kombinace plantární flexe (PFL) s addukcí a supinací nohy, a everze, při níž je sdružena dorzální flexe (DFL) s abdukcí a pronací nohy (Čihák, 2011). Běžně jsou ale pojmy supinace a inverze, resp. pronace a everze zaměňovány nebo používány jako synonyma (Vařeka & Vařeková, 2009d). Z důvodu přehlednosti proto bude pro všechny pohyby ve frontální rovině shodně používáno označení pronace a supinace.

### 2.1.2 Transverzotarzální kloub a „mechanismy nohy“

Transverzotarzální kloub (tzv. Chopartův kloub) je popisován jako funkční jednotka (Čihák, 2011) vymezující na noze oblasti předonoží a zadonoží (Vařeka & Vařeková, 2009d)<sup>1</sup>. Tibiálně je tvořen štěrbinou talonavikulární, fibulárně pak articulation calcaneocuboidea, čímž kloubní linie dostává tvar napříč položeného písmene „S“ (Čihák, 2011). V minulosti byly opakovaně popisovány dvě osy transverzotarzálního kloubu (Elftman, 1960; Hicks, 1953; Manter, 1941), pro všechny klouby lidského těla však platí, že v jednom okamžiku může existovat vždy pouze jedna osa pohybu určená pohybem samotným (Nester, Findlow, & Bowker, 2001). Stejně jako v případě STJ tedy s největší pravděpodobností existuje více os transverzotarzálního kloubu tvořících jeden „svazek“ a v rámci analýzy pohybu je proto vždy zcela zásadní popisovat okamžitou orientaci osy pohybu ve vztahu ke všem třem základním rovinám.

V rámci konceptu „mechanismů nohy“ dle Huson (1991) jsou oba uvedené klouby součástí tzv. tarzálního mechanismu tvořícího kloubní prstenec talus – kalkaneus – os cuboideum – os naviculare – talus. Celý komplex je pak autorem považován za „omezený“, takže pohyby mezi jednotlivými kostmi jsou spolu velice úzce spjaty a lze je tedy předvídat. Dle autora nicméně nelze mluvit o jedné funkční artikulaci (a to ani v případě transverzotarzálního kloubu), neboť každý z participujících kloubů má svůj vlastní „svazek os“. Dochází zde tedy ke konfliktu mezi kinematickými a anatomickými kategoriemi spojení, které lze v rámci nohy popsat.

V porovnání se zadní částí nohy je pak její přední část charakteristická distálně rostoucí „neomezeností/volností“ jejích mechanismů. Kostí se tak vůči sobě mohou

---

<sup>1</sup> V případě dělení nohy na zadonoží, středonoží a předonoží je další dělicí linií tarzometatarzální kloub (Vařeka & Vařeková, 2009b).

pohybovat mnohem více nezávisle, protože jsou jednotlivé pohyby špatně předvídatelné a k jejich určení je tak třeba konkrétní svalové nebo zevní síly (Huson, 1991). Ta je však při běžném klinickém vyšetření minimálně 6–9 krát menší v porovnání s chůzí (Kirby, 2009b), kdy při rychlé chůzi dosahuje vertikální složka reakční síly podložky hodnot až 1,5násobku hmotnosti těla (Breit & Whalen, 1997; Nilsson & Thorstensson, 1989). Kooperace mezi jednotlivými mechanismy nohy je pak dosaženo pomocí svalové aktivity a pasivních komponent přispívajících tak současně k udržování klenutí nohy (Huson, 1991).

### 2.1.3 Klenby nožní a paralelní systém sdílení zátěže

„Nožní klenba je výsledkem vývojem daného pronátorního zkrutu..., který se na úrovni zadonoží (kalkaneus a talus) zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 43). Z pohledu stavebního inženýra se síly, které na klenbu působí, distribuují do tří mediálních a dvou laterálních paprsků umožňujících optimální mechanické přenášení sil a správné nastavení nohy vůči terénu (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2010).

Převedením klenby nohy do teoretického parabolického oblouku lze pak určit sílu (H), která je nutná k jeho zachování. Velikost síly závisí na zatížení (q), délce tětiny oblouku (l) a jeho výšce (f) a je definována jako:

$$H = \frac{q \times l^2}{8 \times f}$$

Z uvedeného je evidentní, že pro udržování klenutí jsou nejefektivnější struktury nejbližší podložce (Schünke et al., 2010) schopné zmenšit tzv. rozpon oblouku a že zásadní roli hraje zatížení (Saito, Chikenji, Takata, Kamiya, & Uchiyama, 2019). V rámci udržování podélného klenutí nohy pak Kirby (2017) popisuje čtyři vrstvy „systému sdílení zátěže“, inspirovaného stavebním průmyslem. Z popisu je přitom zřejmé, že se jedná konkrétně o tzv. paralelní systém. Na rozdíl od systémů se sériovým uspořádáním, které selhávají při kolapsu jakéhokoliv jejich článku (tj. „nejslabšího článku řetězu“), je hlavní charakteristikou paralelních systémů obecně to, že každá z komponent je nezávislá. Při jejím selhání je tak možný transfer zatížení na ostatní členy systému (Moses, 1995), čímž se však tyto stávají více náchylnými k dřívějšímu selhání (Deshpande, Dewan, & Naik-Nimbalkar, 2010). Schopnost redistribuce zatížení přitom nemusí být u tzv.

multikomponentových modelů vždy stejná a je závislá na vlastnostech materiálu (Dewan & Naik-Nimbalkar, 2010; Moses, 1995), tj. v případě lidského těla na vlastnostech jeho tkání. Tou základní je tzv. viskoelastická (Kirby, 2009d).

Díky této vlastnosti se tkáň, je-li vystavena zatížení, deformuje v závislosti na změně vnitřního napětí při současné absorpci části potenciální energie (Colby, Borstad, & Kisner, 2018; Whiting & Zernicke, 2008). Ta je, dle autorů, po odstranění působící síly (je-li zachována integrita tkáně) následně uvolněna zpět a tkáň se v ideálním případě navrací do původního stavu. Uvolněná energie je přitom vždy menší než ta původně uložená, neboť tkáň se při tomto procesu mírně zahřívá. Opakované zatěžování tkáně v krátkém čase tedy vede k nárůstu její teploty a tím i ke změně vlastností tkáně ve smyslu větší deformace při působení stejné síly (Colby et al., 2018). S rostoucím zatížením je pak dle autorů stejného efektu dosaženo již při menším počtu opakování. Obecně se jedná o tzv. fenomén únavy tkání, který se při překročení „hranice vytrvalosti“ stává patologií s typickým následkem v podobě únavových zlomenin či syndromů z přetížení. Kirby (2018a) v této souvislosti mluví také o tzv. stresovém syndromu plantárních ligament.

Při působení zátěže na tkáně bývají popisovány ještě dva specifické fenomény – „creep“ a „stress–relaxation“ odpověď – nastupující po fázi tzv. okamžité mechanické reakce. V prvním případě dochází při konstantním zatížení po určité době k oploštění deformační křivky, tkáň začne tzv. téct a dále zvyšuje svoji délku. Naopak druhá reakce se objevuje při konstantní deformaci tkáně tahem nebo tlakem, kdy při konstantní délce tkáně dochází k uvolnění vnitřního napětí, které si tkáň vytvořila v první fázi. Míra obou odpovědí je přitom závislá na parametrech zatížení (Colby et al., 2018; Whiting & Zernicke, 2008) a jedná se čistě o mechanickou záležitost bez účasti centrální nervové soustavy (Lederman, 2005).

### 2.1.3.1 Plantární aponeuróza a krátké svaly nohy

Nejpovrchovější vrstvu „systému sdílení zátěže“ tvoří plantární aponeuróza (Kirby, 2017), resp. její „kladkový mechanismus“ vedoucí k akcentaci oblouku, mimo jiné zvětšením PFL paprsků nohy (Hicks, 1954). Tato změna v orientaci paprsků je přitom nejvýraznější na mediální straně chodidla a laterálním směrem se zmenšuje, což vede současně k pronačnímu zkrutu předonoží (Hicks, 1953).



Míra, jakou se svaly podílejí na utváření nožních kleneb, je předmětem sporů již dlouho. Dle Basmajian a Stecko (1963) např. klenba nožní není primárně udržována svalovou činností a svaly jsou tedy dle autorů primárně využity k udržení rovnováhy, přizpůsobení se nerovnému terénu a k lokomoci. Výsledky studie Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo a Horodyski (2003) nicméně naznačují nezanedbatelný podíl plantární muskulatury na udržování mediální podélné klenby ve statickém stoji. Také Kelly (2014) zjistil rostoucí aktivitu plantárních svalů při zvyšujících se balančních nárocích stoje a dále schopnost generovat proti odporu sílu dostatečnou k odolání jimi testovaného zatížení rovnajícímu se 1,5násobku hmotnosti těla. Farris, Kelly, Cresswell a Lichtwark (2019) nicméně ukazují, že krátké svaly nohy mají pouze minimální vliv na „tuhost“ podélné klenby při vysokém zatížení a přispívají tak spíše ke zpevnění distální části nohy v rámci odrazu.

### 2.1.3.2 Dlouhé (zevní) svaly a ligamentózní aparát nohy

Třetí<sup>2</sup> vrstvou systému sdílení zátěže jsou dle Kirby (2017) dlouhé hluboké flexory nohy – konkrétně musculus tibialis posterior (mTP) a musculus peroneus longus (mPL) – a prstců. Tyto svaly jsou pak dále součástí komplexních svalových řetězců. Není přitom bez zajímavosti, že dlouhé flexory prstců a mTP jsou součástí tzv. hluboké přední linie označované dle Myers (2014) za „myofasciální jádro těla“. Její součástí jsou dále také např. pánevní dno, bránice či hluboké flexory krku, tedy struktury popisované běžně v rámci tzv. hlubokého stabilizačního systému páteře<sup>3</sup> (Kolář et al., 2009). Lewit a Lepšíková (2008) pak v analogii k tomuto systému mluví o tzv. hlubokém stabilizačním systému chodidla. Poslední vrstvou podílející se na udržování kostěného „rámu“ klenby jsou dle Kirby (2017) vazy. Ze studie Kitaoka, Ahn, Luo a An (1997) nicméně vyplývá, že izolované porušení žádného z testovaných ligament nevede ke kolapsu klenby. Z hlediska syndromu tzv. získané ploché nohy dospělých se však jako zásadní jeví funkce ligamentum calcaneonaviculare a ligamentum talocalcaneare interosseum, které bývají u těchto pacientů nejčastěji poškozené (Deland, de Asla, Sung, Ernberg, & Potter, 2005).

Z uvedeného je zřejmé, že udržování klenutí nohy je komplexní záležitostí s velkým množstvím kompenzačních mechanismů mezi jednotlivými vrstvami systému, přičemž

<sup>2</sup> Druhou vrstvu tvoří krátké svaly nohy (Kirby, 2017) – viz výše.

<sup>3</sup> Nověji označovaný jako „integrováný stabilizační systém páteře“ (Frank, Kobesová, & Kolář, 2013).

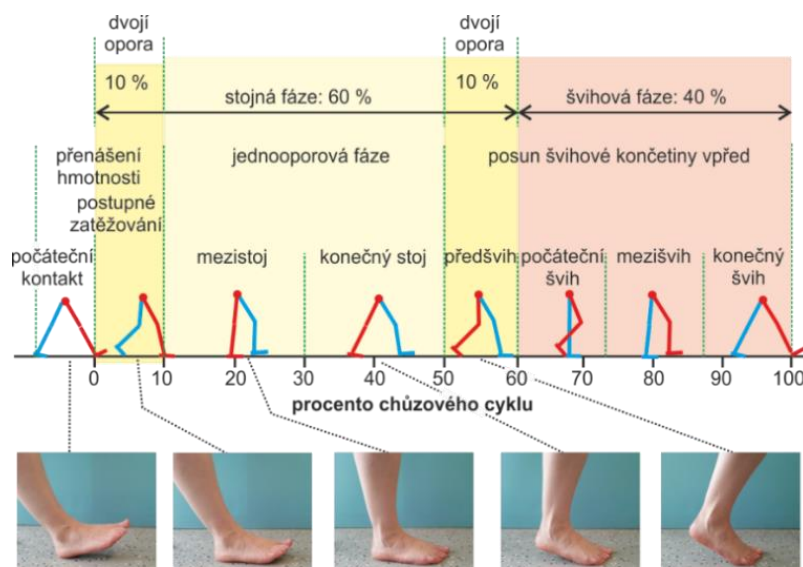
při běžných aktivitách zdravého člověka pravděpodobně nedochází k zásadním změnám v její integritě. Dle Saito et al. (2019) tak sice např. dochází k systematickému snižování výšky klenby při opakovaném cyklickém zatěžování nohy kadaverů, nicméně Welk, Haun, Clark a Kettner (2015) naopak nepozorují předpokládané signifikantní změny v tloušťce plantární aponeurózy po 10 min chůze ani 30 min běhu a stejně tak dle Boyer, Ward a Derrick (2014) nedochází ani k významné deformaci mediálního oblouku podélné klenby po 45 min běhu. Běžně pozorovatelné změny v rozměrech nohou po fyzické aktivitě lze tedy pravděpodobně připisovat spíše zvýšenému objemu intersticiální a intracelulární tekutiny, jak naznačuje např. studie McWhorter et al. (2003).

### 2.2 Analýza chůze

Bipední/bipedální chůze je základním způsobem lidské lokomoce (Vařeka & Vařeková, 2009d) a jednou z našich nejčastějších aktivit (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015). Pro člověka se jedná o specifický pohyb (Dungl, 2005a), který je i přes určitou „plasticitu“ pro každého jedince charakteristickým a hluboko fixovaným stereotypem (Gúth, 1998). Podle Dungla (2005a) se pak individuální chůze děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem, kdy této efektivnosti je dosaženo zejména dvěma formami optimalizace zahrnujícími přenos energie a minimalizaci pohybu těžiště těla (Whittle, Levine, & Richards, 2012b). Jedná se přitom o mimořádně komplexní proces zahrnující celý nervový systém (J. M. Baker, 2018). Různí autoři (např. Lidtke, 2013; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Whittle, Levine, & Richards, 2012c) také popisují různé požadavky na chůzi. Inman, Ralston a Todd (2006) však považují za nezbytné zejména nepřetržité působení reakční síly podložky a periodický pohyb DKK. Ten lze pak popsat v rámci tzv. chůzového cyklu (GC)<sup>4</sup> (Vařeka & Vařeková, 2009), který bývá pro potřeby analýzy pohybu obvykle dále dělen a diferencován (Obrázek 1).

---

<sup>4</sup> Z anglického „gait cycle“, někdy překládáno jako „krokový cyklus“, správněji však spíše „chodový cyklus“. Např. Neumannová et al. (2015) používají také jako ekvivalent termín „dvojkrok“.

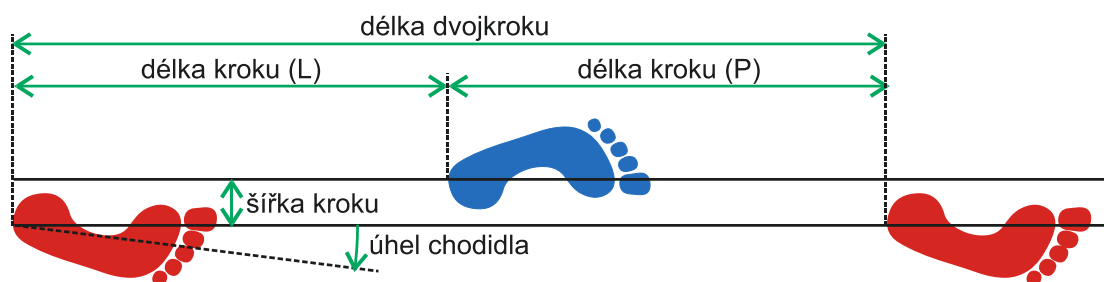


**Obrázek 1.** Fáze chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015, str. 13, upraveno a publikováno se svolením autora)

Za nejjednodušší formu analýzy chůze bývá označováno její aspekční vyšetření (Kolář et al., 2009; Whittle, Levine, & Richards, 2012a). Při základním hodnocení pacient chodí po rovné chodbě dlouhé alespoň 5–6 m (Opavský, 2003), přehledné a široké tak, aby mohl dosáhnout přirozené rychlosti chůze (J. M. Baker, 2018). Whittle et al. (2012a) naopak uvádějí jako minimum pro mladé zdravé jedince prostor o délce alespoň 8 m. Dle autorů je aspekce také nejkomplicovanější a nejuniverzálnější dostupnou formou analýzy vůbec, která však má řadu zásadních limitací, např. neschopnost lidského oka zachytit působící „síly“ či pohyby o vysoké rychlosti. Pro podrobnější analýzu proto bývají využívány sofistikované systémy s řadou biomechanických metod. Ty lze rozdělit dle typu výstupních veličin (Neumannová et al., 2015). Je přitom důležité mít neustále na paměti, že nehledě na použitou metodu, vždy se jedná o analýzu „důsledků“, ne jejich „příčin“ (Rose, 1983). Současně bývá pro různé skupiny osob (např. se stejnou diagnózou či postižením stejných systémů) typické množství společných rysů chůze (J. M. Baker, 2018; Gúth, 1998; Kolář et al., 2009; Růžička & Brožová, 2006).

### 2.2.1 Časoprostorové charakteristiky

Jedná se o základní délkové a časové parametry hodnocené při interakci chodidla s podložkou (Neumannová et al., 2015). Mimo parametry uvedené na obrázku 2<sup>5</sup> bývá dále běžně hodnocena také kadence chůze jako počet kroků za určitý časový úsek a její rychlost (Whittle et al., 2012b).



**Obrázek 2.** Grafické znázornění základních časoprostorových parametrů chůzového cyklu. L – levá končetina, P – pravá končetina (Neumannová et al., 2015, str. 28, publikováno se svolením autora)

Vzhledem k tomu, že se mnoho parametrů chůze obecně mění s její rychlostí, bývá dle Whittle et al. (2012a) jak rychlost, tak kadence v rámci výzkumu často předmětem kontroly, např. pomocí metronomu. Na druhou stranu, protože tato kontrola neumožňuje „přirozený“ styl chůze, je naopak v rámci jiných výzkumů preferováno subjektivně zvolené tempo. Autoři současně připomínají, že tyto parametry poskytují pouze základní informace o provedení chůze vyšetřovaného a měly by být vždy interpretovány ve vztahu k očekávaným hodnotám dle věku, pohlaví apod.

### 2.2.2 Kinematická analýza

V současné době bývají časoprostorové parametry nejčastěji získávány pomocí kinematických systémů jako součást komplexní analýzy chůze. Jedná se o kvantitativní metody, v rámci nichž lze pomocí derivace základních veličin odvodit veličiny další (Janura & Zahálka, 2004). Dle autorů se k těmto metodám řadí např. (elektro)goniometrie, akcelerometrie, systémy pracující na elektromagnetickém principu, systémy využívající akustické senzory či tzv. optoelektrické<sup>6</sup> systémy. Ty se dále dělí na

---

<sup>5</sup> Úhel chodidla bývá někdy také označován jako úhel progrese nohy (FPA) či úhel chůze.

<sup>6</sup> Optoelektronické (Whittle et al., 2012a).

systemy aktivní, které lze díky bodům typicky emitujícím světlo o určité vlnové délce použít i mimo laboratoř, a pasivní, jejichž výhodou je naopak prostý záznam pohybu reflexních bodů pomocí kamer bez nutnosti drátového spojení či zdroje elektrické energie na těle testovaného (Whittle et al., 2012a).

Protože jsou jednotlivé body (markery) umístěny na předem definovaná místa v rámci konkrétního kinematického protokolu (modelu), je v rámci zjišťování kvality analýzy pohybu nutné rozlišovat validitu a reliabilitu samotného zařízení (tj. měřicího systému) od validity a reliability použitých kinematických modelů. Obě komponenty jsou totiž potenciálním zdrojem chyb měření.

### **2.2.2.1 Měřicí systémy, systém Vicon**

Chyby měřicího zařízení vznikají na podkladě hardwarových a softwarových omezení (Dorociak & Cuddeford, 1995). Dle R. Baker (2006) dnes však již většina kinematických systémů měří s přesností větší než 1 mm a jedná se tak o řádově menší nepřesnosti, než v případě jiných zdrojů chyb. Podle Whittle et al. (2012a) jsou pak tyto systémy vhodné obecně především k měření pozice končetin a úhlů v jednotlivých kloubech, zatímco např. hodnocení úhlových rychlostí je zatíženo větší chybou, neboť vyžaduje další matematickou úpravu dat.

Typickým představitelem moderních kinematických systémů jsou optoelektronické systémy Vicon – považované obecně za „zlatý standard“ (Dutta, 2012; Ugbolue et al., 2013) – sloužící k posouzení validity a reliability dalších podobných zařízení a systémů. Systémy využívají k záznamu pohybu několik synchronizovaných kamer s vysokým rozlišením doplněných stroboskopickým emitorem infračerveného světla umožňujícím identifikaci reflexních bodů při snímkovací frekvenci až 420 Hz při plném rozlišení kamer (Vicon Motion Systems, 2010, 2019). Pro běžné účely jsou přitom používány frekvence 50–200 Hz (Whittle et al., 2012a).

### **2.2.2.2 Kinematické modely**

Podle Whittle et al. (2012a) je pro výpočet pohybu v kloubu zásadní určení středu jeho rotace. Ten je dle autorů standardně vypočítáván na základě palpce anatomických bodů lokalizovaných přímo na kůži v jeho blízkosti a definujících osu daného kloubu.

Pozice a orientace jednotlivých segmentů je pak v nejjednodušších případech určena prostřednictvím prostého spojení dvou markerů umístěných na tyto body. Složitější modely s více body pak dále umožňují jak preciznější lokalizaci os kloubů, tak i záznam pohybu ve více rovinách (Whittle et al., 2012a).

Jedním z hlavních potenciálních zdrojů chyb je již samotné uložení markerů, které vzniká na podkladě lidského faktoru, anatomické morfologie či somatotypu měřeného probanda (Dorociak & Cuddeford, 1995; Piottter, Post, & Vanden Berg, 1999). Samotný pohyb kůže a ostatních měkkých tkání vůči kostem je pak dalším potenciálním zdrojem chyb. Na různých místech těla při pohybu v různých rovinách však hraje různou roli. Díky poměrně malému „protažení“ tkání vůči mnohem delším segmentům stehna a bérce má tak např. velmi malý vliv na pohyb v sagitální rovině kolenního kloubu (KOK), ale může způsobovat závažné chyby při pohybech v transverzální rovině či při pohybech drobných segmentů jako v případě nohy apod. (Whittle et al., 2012a).

### 2.2.2.2.1 Konvenční modely

V 90. letech 20. století se stal zejména v klinické oblasti (včetně klinicky orientovaného výzkumu) de facto standardem pro analýzu chůze tzv. konvenční chůzový/chodový model<sup>7</sup> a jeho modifikace (R. Baker, Leboeuf, Reay, & Sangeux, 2017). Kvůli problémům tehdejších systémů s rozlišením více markerů umístěných blízko sebe byla v té době totiž hlavním požadavkem zejména jednoduchost daného modelu při současném zachování schopnosti rozlišit relativní úhly mezi jednotlivými segmenty těla (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990), tj. zejména v rámci KYK, KOK a hlezenního kloubu (HLK). Zvláštní postavení mezi těmito modely pak zaujímá model „Plug-in Gait“ (PiG), který je jako součást softwaru dodávaných společně se systémy Vicon v současnosti pravděpodobně stále nepoužívanějším kinematickým modelem a tedy i nejrozšířenější implementací konvenčního modelu vůbec (R. Baker et al., 2017). Stejně jako ostatní podobné modely rozděluje dolní polovinu těla na 7 segmentů (pánev, stehna, bérce a nohy), přičemž jednotlivé měřené parametry jsou vyjádřeny pro všechny tři základní anatomické roviny (Vicon Motion Systems, 2016).

Úhlové parametry bývají popisovány jako tzv. relativní a absolutní úhly vyjadřující postavení mezi sousedními segmenty, resp. postavení segmentu vůči globálnímu

---

<sup>7</sup> Z anglického „Conventional Gait Model“.

souřadnému systému, např. laboratoři (Vicon Motion Systems, 2016). Vychází se přitom z obecného předpokladu těchto modelů, že např. pozice kloubu jakéhokoliv segmentu DK (mimo pánve) je určena na základě pozice a orientace kloubu, se kterým je tento segment spojen proximálně a tedy že i orientace distálního segmentu je závislá na orientaci segmentu proximálního (R. Baker et al., 2017). To ale dle autorů současně znamená, že jakákoliv změna pozice markeru v rámci segmentu ovlivní výsledné parametry nejen daného segmentu, ale také všech segmentů distálních. To samé pak platí i pro potenciální chyby, které se takto mohou šířit z pánve až po nohu (Buczek, Rainbow, Cooney, Walker, & Sanders, 2010). Mimo toto tzv. hierarchické uspořádání patří mezi slabé stránky konvenčních modelů dle R. Baker et al. (2017) obecně také příliš zjednodušený model nohy, definice frontální roviny femuru či způsob výpočtu pozice KYK.

Zatímco variabilita jednotlivých pokusů v rámci jednoho měření pak bývá zpravidla velice nízká, porovnání opakovaných měření stejně jako porovnání mezi různými výzkumníky vykazuje mnohem větší rozdíly, pravděpodobně v důsledku rozdílného umístění reflexních bodů (Kadaba et al., 1989; Schwartz, Trost, & Wervej, 2004; Stief, Böhm, Michel, Schwirtz, & Döderlein, 2013). R. Baker et al. (2017) však dodávají, že díky deterministické povaze konvenčních modelů lze tyto změny do jisté míry předvídat. Vliv metodiky různých výzkumníků na výsledky pak ukazuje např. práce Gorton III, Hebert a Gannotti (2009). Autoři udávají, že pouhé sjednocení metodického protokolu vedlo v průměru k až 20% poklesu variability v 7 z 9 kinematických parametrů a k až 29% snížení variability mezi výsledky jednotlivých výzkumníků. McGinley, Baker, Wolfe a Morris (2009) navíc považují naprostou většinu potenciálních chyb za klinicky přijatelnou. Upozorňují však, že chyby nejsou na tolik malé, aby mohly být při interpretaci zcela zanedbány. Např. rotace KOK jsou tak v interpretovaných výsledcích často záměrně opomíjeny (Vicon Motion Systems, 2016).

#### **2.2.2.2.2 Alternativy konvenčních modelů**

Nejběžnější alternativou k hierarchickým modelům jsou tzv. modely se šesti stupni volnosti (6DoF), které se staly populární zejména díky software Visual3D (C-motion Inc., Germantown, MD, USA), jehož základ tvoří (R. Baker, 2013). Přestože jsou dle autora často velice špatně zdokumentované (s výjimkou CAST – tj. „Techniky kalibrovaných

anatomických systémů“ – a jejich implementací<sup>8</sup>), jejich charakteristickým znakem je předpoklad nezávislosti jednotlivých segmentů na sobě (R. Baker, 2013) a současně jejich potenciální schopnost zachytit také translační pohyby (Whittle et al., 2012a). Toho je dle autorů dosaženo přidáním tzv. sledovacích klastrů, (tj. nejčastěji plastových destiček s minimálně třemi markery), které doplňují standardní „anatomické“ body umístované na laterální i mediální<sup>9</sup> stranu kloubu a sloužící v rámci kalibrace modelu k transformaci globálního koordinačního systému do tzv. koordinačních systémů lokálních/segmentových. Základním předpokladem je přitom to, že během pohybu se umístění klastru v rámci daného segmentu nemění, tzn. že klastr zůstává po celou dobu na svém místě (R. Baker, 2013).

Při porovnání obou typů modelů lze na základě standardní chyby měření (SEM) říci, že PiG a 6DoF model vykazují srovnatelnou přesnost měření v sagitální i frontální rovině (Kainz et al., 2017). Naopak v transverzální rovině je dle stejné studie SEM stejného hodnotitele u PiG větší, s výjimkou pánve, kde jsou hodnoty stejné, a to i při porovnání více hodnotitelů. Také ze studie Duffell, Hope a McGregor (2014) vyplývá, že křivky pohybů jednotlivých kloubů v rámci obou typů modelů si jsou nejpodobnější v sagitální rovině, nicméně i zde se oba modely liší, např. v naměřeném rozsahu pohybu (ROM) kloubů.

Na rozdíl od konvenčních modelů, které definují nohu spíše jako jednoduchou linii než plnohodnotný segment (R. Baker, 2013), pak 6DoF modely umožňují její mnohem detailnější analýzu. V případě menších segmentů nohy však může být umístění markerů výzvou, a proto bylo v minulosti navrženo hned několik tzv. multisegmentálních modelů (Leardini, Caravaggi, Theologis, & Stebbins, 2019). Dle R. Baker (2013) se nicméně pouze několik z nich rozšířilo mimo místa svého vzniku. V souvislosti s ortotickou intervencí se pak u modelů nohy obecně objevuje problematika umístování markerů na obuv, kdy zůstává otázkou, zda jsou takto získaná data stejná jako v případě bosé nohy (Richards, Thewlis, Matias, Needham, & Chockalingam, 2018). Autoři nicméně dodávají, že v současnosti se jedná o jediný možný způsob měření, neboť vyříznutí části obuvi z důvodu možnosti umístění markeru přímo na kůži ovlivňuje konstrukci obuvi, která může být považována za nedílnou součást ortotické intervence. Současně zdůrazňují nutnost zvážit vždy celkový počet analyzovaných segmentů (tj. složitost kinematického

---

<sup>8</sup> Např. „Istituto Ortopedici Rizzoli“ (IOR) model (R. Baker, 2013).

<sup>9</sup> Na rozdíl od např. PiG modelu, kde nejsou mediální markery využívány.



modelu) s přihlédnutím ke klinickému významu zamýšlených výstupů. Kinematické modely použité v rámci této disertační práce ukazuje obrázek 3.



**Obrázek 3.** Modely „Plug-in Gait“ (červená) a „six degrees of freedom (6DoF)“ (odstíně modré) pro dolní polovinu těla. Trojúhelníkové značky odpovídají sledovacím markerům 6DoF modelu, půlené znázorňují markery patřící do obou modelů (archiv autora).

### 2.2.3 Kinetická analýza

Existence síly odpovídající velikosti a směru je základní podmínkou provedení jakéhokoliv pohybu (Neumannová et al., 2015). Studium sil obecně se zabývá kinetika, popisuje je však bez přesnější znalosti polohy a orientace sledovaných objektů<sup>10</sup> (Whittle et al., 2012a). Za nejdůležitější sílu v rámci analýzy chůze je považována reakční síla podložky (R. Baker, 2013), která podle třetího Newtonova zákona vzniká při působení DK na povrch a lze ji rozložit na tři základní složky – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální (Neumannová et al., 2015). Všechny tři složky lze pak vypočítat pomocí senzorů umístěných do rohů silových plošin (Richards, Healy, Thewlis, & Chockalingam, 2018), které jsou základním přístrojovým vybavením k jejich měření (Neumannová et al., 2015). Mimo to jsou silové plošiny v laboratořích chůze typicky používány také pro detekci stojné a svihové fáze v rámci GC či odlišení jednotlivých GC od sebe (Lambrecht et al., 2017).

<sup>10</sup> Naopak kinematika popisuje pohyb bez ohledu na působící síly (Whittle et al., 2012a).

Standardně lze plošiny rozdělit do dvou kategorií – tenzometrické a piezoelektrické, kdy výhodou prvních je obvykle nižší pořizovací cena a stabilita signálu při delších statických činnostech, naopak druhé jsou považovány za citlivější a schopné měřit vyšší frekvenční obsah/spektrum, čehož je dosaženo díky jejich obecně vyšší tzv. vlastní frekvenci (Richards, Healy, et al., 2018). Ta byla měla být ideálně 5–10 krát vyšší než nejvyšší frekvenční komponenta signálu sledované aktivity (Kistler group, 2019). Z práce Antonsson a Mann (1985) přitom vyplývá, že v případě normální chůze se 99 % frekvenčního spektra nachází v pásmu do 15 Hz, samotná vzorkovací frekvence musí být ale minimálně dvojnásobná<sup>11</sup>. Dle Richards et al. (2018) nicméně bývají standardně voleny frekvence 100 Hz a vyšší, zejména je-li objektem zájmu také okamžik kontaktu paty s podložkou.

Na rozdíl od silových plošin poskytují tlakové měřicí systémy detailní pohled na namáhání jednotlivých struktur nohy při jejich kontaktu s podložkou (Richards, Healy, et al., 2018). Nejčastěji používaným zařízením jsou v tomto případě tlakové plošiny (Neumannová et al., 2015) využívané obecně pro měření chůze naboso (Richards, Healy, et al., 2018). Pro měření tlaku mezi nohou a např. nožní ortézou (tj. např. ortopedickou stélkou) lze pak dle autorů využít tlakových stélek, jejichž výhodou je možnost měření většího počtu kroků (Neumannová et al., 2015). Za nevýhodu mohou být naopak považovány např. potenciální problémy s přizpůsobením se tvaru chodidla či stélky, velké množství vystupujících drátů apod. (Whittle et al., 2012a). Současně je třeba si uvědomit, že zařízení měřící distribuci tlaku zaznamenávají pouze vertikální komponentu působící síly a smykové síly jsou tak ignorovány (I. W. Griffiths, 2006).

Protože kinetická analýza pohybu nebyla do této práce zahrnuta, nebude této problematice dále věnována větší pozornost. Důvody pro neuvedení kinetických parametrů jsou:

- 1) opakovaná přítomnost artefaktů v datech ze silových plošin v rámci pilotní studie s původem pravděpodobně v drobných pohybech přenosných plošin při chůzi probandů, které se nepodařilo ani v dalších fázích výzkumu eliminovat,
- 2) měření v obuvi bez možnosti využít tlakové stélky.

---

<sup>11</sup> Podle tzv. vzorkovacího teorému při digitalizaci analogového signálu (Roubal, 2012; Shannon, 1949).

## 2.2.4 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (EMG) studuje funkci svalů prostřednictvím signálu, který produkují (Basmajian & De Luca, 1985), jsou-li kontrahovány (Contessa, De Luca, Roy, & Richards, 2018). Přesněji je EMG signál reprezentací potenciálu elektrického pole vzniklého depolarizací vnější membrány svalového vlákna, tj. sarkolemy (Farina, Stegeman, & Merletti, 2016). Příčinou depolarizace je nervový vzruch příslušného motoneuronu v místě nervosvalové ploténky<sup>12</sup>, odkud se depolarizace šíří oběma směry po svalovém vlákně (Contessa et al., 2018) za vzniku tzv. depolarizačních a repolarizačních zón (Farina et al., 2016). EMG signál je pak obecně zaznamenáván jako změna napětí mezi dvěma elektrodami umístěnými intramuskulárně a/nebo na povrchu kůže (Whittle et al., 2012a) v určité vzdálenosti od jeho zdroje (Farina et al., 2016). Tzv. povrchová EMG (sEMG) využívající druhého typu elektrod je pak nejpoužívanější technikou EMG v rámci analýzy chůze (Whittle et al., 2012a).

### 2.2.4.1 Záznam a digitalizace EMG signálu

Kosterní svaly jsou tvořeny tisíci svalovými vlákny organizovanými podle své inervace do tzv. motorických jednotek, jejichž opakovaná aktivace je nutná pro udržení kontrakce svalu (Contessa et al., 2018). Celkový EMG signál je tak vlnovou reprezentací časoprostorové sumy opakovaných sekvencí akčních potenciálů všech motorických jednotek (Basmajian & De Luca, 1985), resp. jejich časovou a prostorovou interferencí (Clancy, Morin, & Merletti, 2002) v prostorovém vodiči tvořeném svalem, kůží a elektrodami (Karas, 1990). Okamžitá sEMG je pak „2D mapou“ distribuce signálu na povrchu kůže (Merletti & Muceli, 2019). Stejně jako v případě silových plošin přitom autoři mluví o EMG jako o analogovém signálu, který je elektrodami vzorkován v prostoru a elektronickým vzorkovačem v čase.

Konečný EMG signál je obecně ovlivněn celou řadou faktorů (Krobot & Kolářová, 2011). De Luca (1997) je dělí na „kauzativní“, „přechodné“ a „deterministické“, přičemž efekt prvně jmenovaných považuje za elementární. Dle autora totiž tyto faktory ovlivňují jednak další zmíněné faktory a současně lze jejich část (konkrétně tu související s konstrukcí elektrod a jejich umístěním) do jisté míry kontrolovat. Podle Contessa et al. (2018) pak mohou mít elektrody různé uspořádání. Protože se však obecně akceptovaná

---

<sup>12</sup> V rámci tzv. inervační zóny motorické jednotky (Farina et al., 2016).

doporučení projektu „Povrchové elektromyografie pro neinvazivní hodnocení svalů (SENIAM)“ omezují pouze na bipolární/diferenciální aplikaci (přičemž tato technika byla také použita v rámci práce), bude se další text věnovat výhradně jí.

### 2.2.4.1.1 Lokalizace elektrod/senzoru

Vzhledem k tomu, že naprostá většina sEMG signálu pochází z hloubky 25 mm od kožního povrchu, není tento typ záznamu obecně vhodný pro hlouběji uložené svaly (Whittle et al., 2012a). Z důvodu tzv. „crosstalk“, tj. současně zaznamenané aktivity jiného svalu, je také někdy bezpečnější považovat sEMG spíše za signál svalových skupin než jednotlivých svalů (Whittle et al., 2012a).

Doporučené umístění elektrod/senzoru je pak ideálně mezi nejdistančnější či nejproximálnějším inervační zónou a korespondující šlachou daného svalu (Merletti & Hermens, 2004; „SENIAM,“ n.d.). Důvodem je potenciální detekce vzájemně se rušících signálů směřujících opačným směrem (v případě umístění senzoru do inervační zóny svalu) a současně větší amplituda signálu v místě většího průměru svalových vláken, která klesá laterálně od středu svalového bříška (Contessa et al., 2018). Vzdálenost elektrod by pak měla být v ideálním případě fixní a referenční elektroda by měla být umístěna na elektricky neaktivní oblast, např. zápěstí (Merletti & Hermens, 2004; „SENIAM,“ n.d.). Současně by elektrody měly být orientovány kolmo na průběh svalových vláken a z důvodu minimalizace pohybových artefaktů a některých dalších „kontaminantů“ signálu (základní šum, fyziologický šum ostatních tkání, elektrický šum zařízení, tzv. offset stejnosměrného proudu) důkladně fixovány na předem očištěnou kůži (Contessa et al., 2018). Obecným předpokladem dobré kvality signálu je pak dle autorů také kvalitní technologie.

### 2.2.4.1.2 Konstrukce elektrod/senzorů, systém Delsys

Ačkoliv SENIAM nedává žádná doporučení týkající se tvaru elektrod, rozměr vodivých ploch ve směru svalových vláken by neměl přesáhnout 10 mm a vzdálenost jejich středů by měla být menší než 20 mm a  $\frac{1}{4}$  délky daného svalu (Merletti & Hermens, 2004; „SENIAM,“ n.d.). Také De Luca, Kuznetsov, Gilmore a Roy (2012) nepozorovali významný rozdíl v míře kontaminace signálu „crosstalkem“ v důsledku tvaru elektrod, nicméně preferují jejich vzdálenost 10 mm. Naopak podle Merletti a Muceli (2019) by

měly být obě hodnoty teoreticky nižší, jako dostačující pro většinu klinických aplikací však uvádějí průměr elektrod menší než 5 mm a jejich vzdálenost menší než 10 mm. Při nedodržení těchto parametrů pak dle autorů hrozí vyhlazení křivky signálu a/nebo redukce jeho frekvenčních komponent. Měkké tkáně totiž představují pro elektrický proud vnitřní odpor a účinkují tak jako „low-pass“ filtr signálu (Contessa et al., 2018). Dle Merletti a Muceli (2019) se však relevance uvedených rizik může pro různé aplikace lišit.

EMG signály jsou obecně nízkonapěťové a je proto nutné je zesilovat (Whittle et al., 2012a). Děje se tak prostřednictvím zesilovače (Tabulka 1), který může být dle Contessa et al. (2018) jak samostatným zařízením (při využití prostých „pasivních“ elektrod), tak součástí komplexního „aktivního“ senzoru. Druhá konfigurace přitom dle autorů výrazným způsobem zvyšuje vstupní impedanci elektrod a redukuje šum i potenciální artefakty. Přesto je získání zcela čistého signálu nemožné (Konrad, 2006).

**Tabulka 1.** Souhrn doporučení SENIAM pro parametry zesilovače (upraveno dle Kamen & Gabriel, 2010a; Merletti & Hermens, 2004)

<b>Horní propust' („high-pass filter“)</b>	
pro spektrální analýzu EMG	< 10 Hz
pouze pro analýzu pohybu	≈ 20 Hz
<b>Dolní propust' („low-pass filter“)</b>	
pro základní aplikace	≈ 500 Hz (vzorkovací frekvence > 1000 S/s)
pro širokopásmové aplikace	≈ 1000 Hz (vzorkovací frekvence > 2000 S/s)
<b>Doporučená vstupní míra napěťového šumu</b>	< 1 $\mu$ V <sub>RMS</sub> (v pásmu 10–500 Hz)
<b>Doporučená vstupní míra proudového šumu</b>	< 10 pA <sub>RMS</sub> (v pásmu 10–500 Hz)
<b>Vstupní impedance</b>	
pro konvenční elektrody	> 100 M $\Omega$
pro „suché“ elektrody	> 1000 M $\Omega$
<b>Zisk</b>	Vhodný k přivedení signálu do požadovaného vstupního rozsahu převodníku s požadovaným rozlišením.
<b>Potlačení souhlasného signálu (CMRR)</b>	> 80–100 dB

Příkladem aktivního senzoru je bezdrátový senzor systému Trigno<sup>TM</sup> Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Má hmotnost 14,7 g a vysílá signál s frekvenční šíří 20–450 Hz při vzorkovací frekvenci 2000 S/s, s hladinou základního šumu nižší než 750 nV<sub>RMS</sub>

a potlačením souhlasného signálu větším než 80 dB (Delsys Inc., 2014). Senzor má zabudovaný zesilovač i analogově–digitální převodník signálu s rozlišením 16 bitů a disponuje dvěma diferenciálními a dvěma stabilizačními/referenčními stříbrnými elektrodami s vodivou plochou 5 mm<sup>2</sup> (Obrázek 4). Díky vytvoření vnitřního referenčního okruhu pak není nutné využívat klasické referenční elektrody (Ohyama, Tomita, Honda, Uchida, & Matsuo, 1999).



**Obrázek 4.** Bezdrátový sensor Trigno<sup>TM</sup> (Delsys Inc., Natick, MA, USA) se dvěma diferenciálními a dvěma referenčními elektrodami (archiv autora)

### 2.2.4.2 Zpracování EMG/sEMG signálu

V biomechanice obecně dominují tři základní aplikace sEMG signálu – jeho využití jako indikátoru počátku svalové aktivity, jeho vztah k síle produkované svaly a jeho využití jako indexu procesů únavy probíhajících ve svalu (De Luca, 1997). Dle Whittle et al. (2012a) lze však EMG v jakékoliv podobě považovat v nejlepším případě pouze za „semikvantitativní techniku“ poskytující jen málo informací o síle kontrakce jednotlivých svalů. Na druhou stranu informace o „timingu“ svalové aktivity mohou mít v rámci analýzy chůze dle stejných autorů mnohem vyšší hodnotu stejně jako okamžité relativní změny v aktivitě svalů v důsledku např. ortotické léčby. Protože sEMG byla v rámci práce použita právě pro poslední jmenovaný účel, je další text týkající se zpracování signálu zaměřen pouze na problematiku analýzy amplitudy.

Na EMG lze pohlížet jako na amplitudově modulovaný „šumový signál“ (Kadefors, 1973; Kamen & Gabriel, 2010b) vzniklý superpozicí/interferenčním vzorcem (Contessa et al., 2018; Krobot & Kolářová, 2011). Vzhledem k povaze aktivace motorické jednotky ve svalu se podobá náhodnému/stochastickému procesu s nulovým průměrem a jeho amplituda může být definována jako jeho časově proměnlivá standardní odchylka úměrná počtu aktivních motorických jednotek a rychlosti jejich aktivace (Clancy et al., 2002). Protože určení amplitudy náhodného signálu vykazuje nižší odchylku jsou-li jeho vzorky tzv. nekorelované, je součástí standardní kaskády zpracování signálu jeho „bělení“ (Clancy, Farina, & Filligoi, 2004; Clancy et al., 2002). Dle Clancy et al. (2002) se však nemusí potenciální přínos těchto filtrů vzhledem k jejich složitosti vždy vyplatit. Takovým příkladem může být např. hodnocení průměrné amplitudy delších záznamů.

Informace signálu je obsažena v „obálce“ amplitudy a pro její získání je tak třeba provést demodulaci signálu (Kamen & Gabriel, 2010b). Nejčastěji se tak dle autorů děje metodou detekce lineární obalové křivky, jejímž prvním krokem je tzv. rektifikace. Pomocí ní jsou záporné hodnoty signálu přetransformovány na hodnoty kladné a signál vyhlazen „low-pass“ filtrem (Whittle et al., 2012a) jehož mezní frekvence je vždy závislá na cílech studie (Kamen & Gabriel, 2010b). Jinou metodu filtrování signálu pak představuje výpočet „odmocniny průměru čtverců“ (RMS) s využitím „posuvného okna“ (Whittle et al., 2012a), kdy nejprve jsou všechny datové body signálu umocněny na druhou, zprůměrovány podle specifikované délky „okna“ a následně zpět odmocněny (Contessa et al., 2018).

Mezi základní parametry amplitudy patří maximum amplitudy signálu, průměrné hodnoty amplitudy ve vybraném intervalu a „plocha“ (Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011). V posledním případě se jedná o matematický integrál pod plně rektifikovanou EMG křivkou, přičemž jeho hodnota bývá používána jako indikátor svalové práce (Whittle et al., 2012a). Přesto je v současnosti za smysluplnější míru amplitudy považována hodnota RMS vyjadřující energii/sílu signálu (Contessa et al., 2018; De Luca, 1997). Aby bylo možné porovnávat např. efekt léčby, je dále třeba výsledky normalizovat vzhledem k vybrané referenční hodnotě (Contessa et al., 2018). Jako nejvýhodnější metoda se přitom dle autorů jeví porovnání vůči maximální hodnotě signálu během sledované aktivity identifikované ideálně z např. 3–5 pokusů. Připomínají také, že problematice normalizace se lze v některých případech vyhnout, jsou-li změny amplitudy signálu vyjádřeny procentuálně, a ne jako absolutní rozdíl.

### 2.2.5 Základní biomechanické charakteristiky normální chůze

Podle Rancho Los Amigos national rehabilitation center (2001) zaujímá stojná fáze asi 62 % GC. Počáteční kontakt paty s podložkou probíhá (díky aktivitě pretibiální muskulatury) s nohou a HLK v neutrálním postavení (J. Perry & Burnfield, 2010b). KOK je flektován v průměru do 5° (Richards, Thewlis, Needham, & Chockalingam, 2018), KYK se nachází v 30–45° flexi (Curran & Albert, 2013), asi 10° zevní rotaci a mírné abdukci, která se však záhy mění zatížením DK na addukci (Richards, Thewlis, Needham, et al., 2018). KYK pak po počátečním kontaktu postupně extenduje, a to až do kontaktu druhostranné DK (Whittle et al., 2012b). HLK naopak dle autorů po kontaktu paty nejprve za excentrické kontroly musculus tibialis anterior (mTA) plantárně flektuje, okolo konce prvního období dvojí opory se však směr pohybu mění a v HLK začíná při excentrické aktivitě musculus triceps surae jeho DFL (Whittle et al., 2012b). Středonoží od počátku stojné fáze postupně flektuje vůči zadonoží dorzálně a současně také pronuje a abdukuje (Richards, Thewlis, Needham, et al., 2018). Přibližně v okamžiku odlepení kontralaterálního palce od podložky tak dosahuje svého maxima jak pronace nohy, tak vnitřní rotace tibie (Whittle et al., 2012b), která je obecně doprovázena vnitřní rotací KYK a flexí KOK (Vařeka & Vařeková, 2009b). Ten se za excentrické kontrakce jeho extenzorů flektuje až do 20° (Richards, Thewlis, Needham, et al., 2018) dosažených obvykle mezi 15–20 % GC, kdy KOK začíná znovu extendovat (Whittle et al., 2012b).

V průběhu celého mezistojie i konečného stoje hraje nezastupitelnou roli aktivita svalů KYK – zejména musculus gluteus medius a tensor fasciae latae – stabilizujících pánev ve frontální rovině (Whittle et al., 2012b). Rotace KYK v transverzální rovině v průběhu celého GC je pak názorným příkladem velké interindividuální variability dané jak anatomicky (např. úhlem anteverze krčku femuru), tak zřejmě i individuálně naučeným motorickým vzorem chůze (Vařeka & Vařeková, 2009a). Maxima vnitřní rotace nicméně KYK dosahuje přibližně v okamžiku kontaktu druhostranné paty s podložkou (Richards, Thewlis, Needham, et al., 2018), tj. na začátku druhého období dvojí opory. V tuto chvíli je již ale pata první DK od podložky odlepena a KOK i HLK tedy jsou za maximem své extenze, resp. DFL (Whittle et al., 2012b). PFL HLK pak koresponduje s PFL v oblasti středonoží (Richards, Thewlis, Needham, et al., 2018), prstce naopak zůstávají na podložce a extendují (při současném napínání plantární fascie) až do momentu jejich nadzvednutí (Whittle et al., 2012b). Tím začíná švihová fáze GC.



Během ní probíhá v KYK pohyb do flexe (Vařeka & Vařeková, 2009a), čehož je dosaženo mimo jiné silnou kontrakcí musculus iliopsoas a také pomocí gravitace (Whittle et al., 2012b). Také v KOK dle autorů pokračuje zpočátku flekční pohyb, který dosahuje svého maxima ještě před tím, než se obě DKK začnou při chůzi míjet. HLK přechází v průběhu švihové fáze postupně do nulového postavení a je tak připraven na další kontakt paty s podložkou (Vařeka & Vařeková, 2009a), tedy na zahájení dalšího GC.

### **2.3 Plochá noha dospělých**

Jako plochonoží bývají obecně označovány různé stavy s různou etiologií, patologií, prognózou i možností zásahu (Mooney & Campbell, 2010). Může být vrozené nebo získané (Parvizi & Kim, 2010) a jeho celková prevalence v populaci dosahuje až 20,0 % (Tang et al., 2015), resp. 23,1 % (Golightly, Hannan, Dufour, & Jordan, 2012). Výsledky se však liší mezi etniky (Dunn et al., 2004; Golightly et al., 2012) či věkovými skupinami (Pita-Fernandez et al., 2017) a také podle zvolené metody hodnocení (Aenumulapalli, Kulkarni, & Gandotra, 2017). Pravděpodobný je pak vztah mezi výskytem plochonoží a časnějším začátkem nošení obuvi, laxitou vaziva či obezitou (Sachithanandam & Joseph, 1995).

Dle Tang et al. (2015) se v naprosté většině všech případů jedná o „flexibilní“ deformitu, tzn. s možností identifikace mediální podélné klenby při odlehčení nohy či stoji na špičkách (Atik & Ozyurek, 2014). Dungal (2005c) proto mluví o tzv. statické ploché noze dospělých manifestující se v zatížení a vznikající při dlouhodobém porušení poměru mezi zatížením nohy a její nosností. Speciálními případy jsou pak plochonoží s různým stupněm flexibility vzniklé po úrazech, jako součást některých syndromů a diagnóz nebo obvykle dočasné plochonoží při zvýšené laxitě vaziva u těhotných žen (Raj, DeCastro, & Kiel, 2019). Kapandji (1987) nicméně uvádí jako obecnou příčinu „flexibilní ploché nohy“ především insuficienci mTP nebo mPL. Také další autoři popisují dysfunkci šlachy mTP jako nejčastější důvod vzniku tzv. získaného plochonoží dospělých (M. S. Lee et al., 2005; Pinney & Lin, 2006), naopak dle Toullec (2015) může plochonoží za určitých okolností dysfunkci této šlachy samo způsobovat. Parvizi a Kim (2010) pak označují jako příčinu dysfunkce šlachy mTP obezitu, poranění měkkých tkání či kostí a neuropatii. Podle Tang et al. (2015) bývá také až 25 % případů „flexibilního plochonoží“ spojeno s kontrakturou (sic) Achillovy šlachy, dle Harris a Beath (1952) je

však uvedené zkrácení kompenzací strukturálních odchylek talu a kalkaneu. Autoři současně dávají do souvislosti spasmus (sic) mPL a „rigidní“ formu deformity. Změny v míře aktivity všech uvedených svalů stejně jako mTA v závislosti na typu nohy pak potvrzují např. Murley, Menz a Landorf (2009b).

Dle řady autorů vykazují pacienti s oploštěnou mediální podélnou klenbou v porovnání s probandy s normálním typem nohy výraznější aktivitu mTA na začátku stejné fáze GC (Hunt & Smith, 2004; Khodaveisi, Sadeghi, Memar, & Anbarian, 2018; Murley et al., 2009b) a naopak nižší aktivitu mPL na začátku (Hunt & Smith, 2004; Murley et al., 2009b) i konci stejné fáze GC (Murley et al., 2009b). Dle Khodaveisi et al. (2018) se ale aktivita mPL mezi oběma skupinami neliší, u jedinců s plochonožím nicméně na začátku stejné fáze klesá aktivita mGAM. To je ale v rozporu s některými již zmiňovanými autory, podle kterých aktivita mGAM klesá až ve fázi, kdy je noha v plném kontaktu s podložkou (Hunt & Smith, 2004), popř. vůbec alternovanou posturou nohy ovlivněna není (Murley et al., 2009b).

### 2.3.1 Klinická diagnostika plochonoží

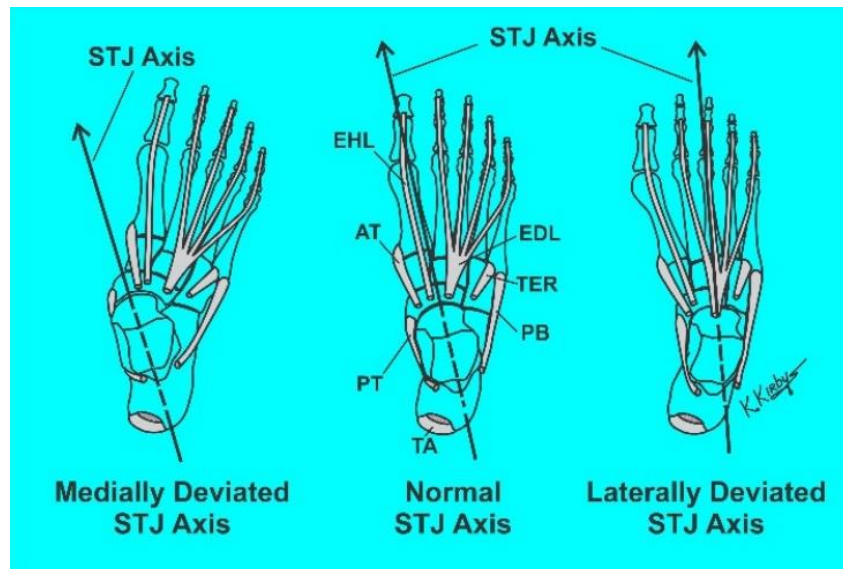
V anamnéze se obvykle objevuje subtalární bolestivost, která se projevuje pod a před zevní kotník, do oblasti sinus tarsi (Dungl, 2005c), popř. na vnitřní stranu kotníku, zadonoží a do oblasti klenby, ale také proximálně (Giza, Cush, & Schon, 2007). Při vyšetření chůze dále Kolář et al. (2009) popisuje např. chybějící odvíjení chodidla od podložky či tvrdý došlap, přičemž nepružná chůze pak dle Dungla (2005c) časem vede k bolestem v křížové oblasti a kyčlích. Současně dochází k časnějšímu opotřebení obuvi, kdy typická je deformace opatku a svršku na její vnitřní straně, zatímco podpatek je sešlapáván na zevní zadní straně a vlivem zatížení při stání také na vnitřní straně vpředu (Klementa, 1987).

Peroneální šlachy i natahovače prstců bývají napjaté, pata ve valgózním postavení, zevní okraj nohy nadzdvížen nad podložku (sic)<sup>13</sup> a při pokusu o převedení pronované nohy do supinace hlásí pacient bolestivé počítky (Dungl, 2005c). Naopak podle Kirby (2001) je zvýšené napětí peroneálních svalů typické pro neutrální až supinovanou nohu, přesněji pro nohu s tzv. laterálně deviovanou osou STJ (Obrázek 5). Konsenzus ohledně metody pro přesnější klasifikaci nohy však neexistuje (Razeghi

---

<sup>13</sup> Podle Kolář et al. (2009) ztrácí kontakt s podložkou pouze zevní hrana paty.

& Batt, 2002). Typicky se ale, dle autorů, jedná o měření morfologických charakteristik a jednotlivé přístupy lze rozdělit do čtyřech kategorií – hodnocení otisků nohou, vizuální „nekvantitativní“ kontrola stavu, antropometrické metody a radiografické vyšetření. To Saltzman, Nawoczenski a Talbot (1995) považují za „zlatý standard“ pro strukturální popis nohy a dle Giza, Cush a Schon (2007) by proto mělo být provedeno při první návštěvě pacienta. Naopak podle Dungla (2005b) se jedná pouze o pomocnou metodu indikovanou až na základě klinického nálezu.



**Obrázek 5.** Vliv pozice osy subtalárního kloubu (STJ Axis) na biomechanickou funkci zevních svalů nohy. EHL – musculus (m.) extensor hallucis longus, AT – m. tibialis anterior, PT – m. tibialis posterior, TA – Achillova šlacha (m. triceps surae), EDL – m. extensor digitorum longus, TER – m. peroneus tertius, PB – m. peroneus brevis (archiv K. A. Kirby, publikováno se svolením autora).

Klinické vyšetření začíná obvykle aspekci. Při ní může být pro vyšetřujícího znamením mediální deviace osy STJ (Obrázek 5) spojené se snížením mediální klenby např. větší počet prstů viditelný laterálně při pohledu zezadu (Johnson & Strom, 1989), konvexní tvar vnitřní hrany zatíženého chodidla při pohledu shora a zezadu či mediálně lokalizovaná kontura měkkých tkání okolo hlavice a krčku talu (Kirby, 2001). S jeho pohybem vůči kalkaneu v rámci uzavřeného kinematického řetězce, kdy talus relativně addukuje, (plantárně) flektuje a supinuje, také deviace osy přímo souvisí (Nester, 1997). Současně je tato tzv. hyperpronace v STJ při zatížené noze, jakkoliv může být tento

termín považován za nepřesný (I. Griffiths, 2012), dle Mooney a Campbell (2010) hlavním charakteristickým znakem „flexibilního funkčního plochonoží“ (FFP).

V rámci antropometrických měření je za nejlepší prediktor výšky mediálního oblouku podélné klenby historicky považována výška navikulární kosti (Queen, Mall, Hardaker, & Nunley, 2007). Tzv. normalizovaná zkrácená výška navikulární kosti (NTNH) je pak reliabilním, validním a diagnosticky přesným parametrem pro hodnocení statické postury dětí, adolescentů i dospělých (Aboelnasr, Hegazy, Zaghloul, El-Talawy, & Abdelazim, 2018; Williams & McClay, 2000). Dle Razeghi a Batt (2002) však schopnost strukturálních charakteristik predikovat „funkci nohy“ není příliš dobrá a ukazuje se, že antropometrické parametry vysvětlují obecně pouze malou část variace kinematických parametrů jednotlivých segmentů nohy (Buldt, Murley, et al., 2015). Na druhou stranu ale celková statická postura determinovaná pomocí NTNH, popř. tzv. Indexu postury nohy („Foot posture index“) pohyb segmentů nohy prokazatelně ovlivňuje (Buldt, Levinger, et al., 2015). Murley et al. (2009b) pak dávají do vztahu ke statické postuře nohy i aktivitu svalů DKK.

Zejména v minulosti patřilo k základnímu vyšetření stavu klenby také nepřímé měření zatížení nohy pomocí plantogramu/podogramu a to jak vizuálně (viz např. Müller, 1930), tak pomocí řady indexů popsaných např. Klementou (1964), Kopeckým (2004), Razeghi a Batt (2002) a dalšími. Specificky k posouzení funkce mTP slouží dále např. test stoje na špičkách, kdy neschopnost provedení testu na jedné noze či deficit supinace zadonoží při testování na obou DKK svědčí pro různý stupeň dysfunkce jeho šlachy (M. S. Lee et al., 2005). Naopak izolované vyšetření síly mTP v PFL a supinaci nemusí vždy odhalit plný deficit (Pinney & Lin, 2006).

### 2.3.2 Terapie plochonoží

Dříve poměrně častá operační léčba ploché nohy dnes ustupuje do pozadí a je indikována pouze výjimečně (Dungl, 2005c). Dle Toullec (2015) pak má být plochonoží dokonce považováno za patologii pouze v případě, kdy je tzv. symptomatické. Základem rehabilitace je nicméně senzomotorické cvičení, facilitace chodidla a nácvik tzv. „tříbodové opory“ a „malé nohy“, to vše při centrovaném postavení kloubů (Kolář et al., 2009). Dále se dle autorů využívá technik měkkých tkání, provádí se mobilizace drobných kloubů nohy, relaxace a protažení hypertonních svalů a svalů ve zkrácení. Z fyzikální

terapie jsou indikovány antiedematózní procedury jako lymfodrenáž, střídavé a šlapací koupele či chladná vířivka, k relaxaci lze pak využít např. ultrazvuk, transkutánní elektroneurostimulaci (TENS) nebo také kombinovanou elektroléčbu (Kolář et al., 2009). Šmondrk (1995) dále vyzdvihuje dobré analgetické a myorelaxační účinky laseroterapie (15–20 W, 3–4 kHz, 2–3 minuty).

Úplným základem konzervativní léčby je ale dle Kolář et al. (2009) vybavení pacienta ortopedickou vložkou, neméně důležitá je však také problematika vhodné obuvi. Podle Marzano (2014) je totiž mnoho pacientů vybaveno obuví, která neposkytuje noze dobrou oporu. Běžným omylem je tak dle autora např. doporučení běžecké obuvi, která je typicky konstruovaná pro supinovanou (sic) nohu a u abdukovaného předonoží pacientů tak vede často ke vzniku otlaků v oblasti malíčku. Stejně tak úzký střed obuvi neposkytuje dostatečnou oporu středonoží. Naopak jako vhodná je doporučována obuv s pevným opatkem bránící pronaci patní kosti a obecně také obuv se šněrováním, která je vhodnější než různé druhy „nazouváků“ (Marzano, 2014). Také podle Cmunt (1990) je obecně důležité, aby byla bota (je-li určena pro ortopedickou vložku) pevná, s dobře vymodelovaným a pevným opatkem, přičemž vložka se v ní nesmí posouvat. Jako nevhodnou tedy označuje obuv s volnou patou, měkkou plátěnou obuv či speciální obuv sportovní (tretry, kopačky). V případě polobotek pak nesmí být pata stélou nadzvednuta do té míry, kdy by hrozilo vyzouvání obuvi (Cmunt, 1990). Hlavními cíli ortotické intervence u dospělé populace totiž v případě plochonoží bývá: a) kontrola pohybu zadonoží a středonoží, b) ovlivnění pozice předonoží a c) minimalizace bolestivých deformit (Banwell, Mackintosh, Thewlis, & Landorf, 2014). Jednotlivé typy intervence se ale různí a existuje tak pouze nízká úroveň důkazů prokazujících její obecně pozitivní vliv u těchto pacientů (Banwell, Mackintosh, & Thewlis, 2014).

## **2.4 Ortopedické vložky**

Ortopedické vložky jsou ve své podstatě ortézy (Cmunt, 1990), tzn. zevně aplikované pomůcky sloužící k modifikaci strukturálních nebo funkčních charakteristik muskuloskeletálního systému (Richie, 2007). Podle Kirby (2002) se pak jedná o zdravotní pomůcky umístěné uvnitř obuvi, které jsou navrženy k ovlivnění reakčních sil působících na plantární oblast nohy s cílem snížit patologickou zátěž na strukturální komponenty DK a umožnit tak jejich „normálnější“ funkci při zatížení (Kirby, 2010b). Dle Leung a Lee

(2013) i Nigg, Nurse a Stefanyshyn (1999) bývají proto běžnou součástí léčby řady obtíží v oblasti nohou i dalších, s nimi spojených problémů – specificky za účelem snížení bolesti a zvýšení komfortu, korekce flexibilních deformit a optimalizace posturálního nastavení, zlepšení sensorické zpětné vazby a stability, minimalizace zranění souvisejících s pohybem či prevence ulcerací.

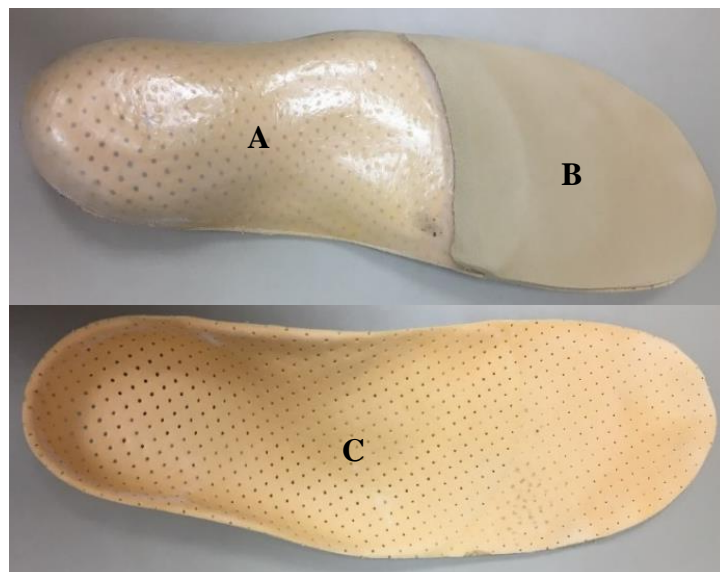
### 2.4.1 Dělení ortopedických vložek

Podle způsobu účinku dělí Cmunt (1990) ortopedické vložky do dvou velkých skupin, a to na aktivní – nutící svaly nohy a bérce k aktivitě – a pasivní, které práci svalů nahrazují. Z hlediska délky pak rozeznáváme vložky tříčtvrteční (3/4), o něco delší „sulkové“ a vložky nezkrácené (May & Lockard, 2011), které pokrývají celou vnitřní plochu obuvi, tzv. napínací stélku (Floriánová, 2005)<sup>14</sup> a Cmunt (1990) je proto nazývá „stélkovými ortopedickými vložkami“. Běžně jsou ale termíny „vložka“ a „(vkládací) stélka“ používány jako synonyma (viz např. Matějček, 2014). V závislosti na tuhosti<sup>15</sup> použitého materiálu dále rozdělujeme stélky na tvrdé (A Shore > 50) a měkké (Whittaker et al., 2018) nebo alternativně na tzv. rigidní, semirigidní a flexibilní (Landorf, Cotchett, & Bonanno, 2020), kdy oba rigidní typy se od sebe liší tím, že prvně jmenovaný bývá tvořen jednou, zatímco druhý alespoň dvěma vrstvami materiálu, obvykle různé tuhosti (May & Lockard, 2011). Autoři současně připomínají, že rigidní typy stélek mohou být maximálně tříčtvrteční, jinak by omezovaly extenzi prstců a zásadním způsobem by tak ovlivňovaly GC, konkrétně fázi konečného stoje. Definitivní délku stélky tedy obvykle určuje až její krycí část (tzv. top cover/sock liner) odpovídající základní stélce – tzv. base či base sole (BS) – doplněné případně o různé druhy tzv. prodloužení (Obrázek 6).

---

<sup>14</sup> Popř. našivací stélku (Česká státní norma [ČSN], 2014).

<sup>15</sup> Přesněji asi tvrdosti.



**Obrázek 6.** Tříčtvrteční rigidní na klenku nezávislá základní stélka (A) s flexibilním prodloužením do oblasti prstců (B). Výsledkem je tak nezkrácená stélka s odpovídající délkou krycího materiálu (C) (archiv autora).

Mimo výše uvedená kritéria rozlišuje Kirby (2010b) podle Burns ještě stélky tzv. „závislé“ a „nezávislé“ na klenku<sup>17</sup> boty. Charakteristickým znakem na klenku závislých stélek je přitom to, že nejsou dostatečně rigidní a vyžadují proto s klenkem (resp. s odpovídající vnitřní částí obuvi) kontakt po celé své délce (Kirby, 2002e). Dle autora bývají takové stélky vyrobeny z polyethylenových pěn, ethylenvinylacetátu (EVA), korku, kůže apod. Naproti tomu na klenku nezávislé stélky jsou dle stejného autora schopné bez problémů odolávat mnohem větším deformačním silám, a to bez nutnosti přímého kontaktu s celou vnitřní částí obuvi.

Z hlediska výroby jsou nakonec ještě popisovány stélky prefabrikované a vyráběné tzv. na zakázku (Richie, 2007). Výhodou první skupiny je dle autora zejména nízká cena a okamžitá dostupnost, která je však vykoupena nutností uzpůsobit je pro „průměrnou nohu“. Za jejich nejjednodušší formu přitom považuje různé druhy polštářků sloužících jak k odlehčení jednotlivých oblastí nohy či podpoře klenby, tak např. k mírné korekci zadonoží. Vařeka a Vařeková (2005) v tomto ohledu mluví o „podpůrném“, popř. „korekčním“ ortézování s typickými prvky v podobě tzv. podpor podélné klenby,

<sup>17</sup> Tj. její zpevňující součásti umístěné pod nožní klenbou (Floriánová, 2005), kde může přinést značnou podporu zejména při dlouhém stání na rovné a tvrdé podložce (Klementa, 1987).

metatarzálních polštářků (srdíček), klínek apod. (Tabulka 2). Cmunt (1990) pak uvedené metatarzální polštářky nazývá metatarzálními pelotami, pelotou lze ale zřejmě nazvat i jakýkoliv jiný ortotický prvek obdobného tvaru, jehož účelem je dle Otto (1902, 435) působit na určité „ohraňené místo těla lidského stálým, ale pružným tlakem“.

Na rozdíl od předchozí skupiny vyžadují tzv. individuálně zhotovené ortopedické stélky lékařský předpis<sup>18</sup> (Owings & Botek, 2013). Podle Richie (2007) spadají tyto produkty do dvou základních kategorií, nicméně v obou případech je výsledná stélka přizpůsobena buď přímo noze pacienta nebo jejímu modelu (Nole, Kowalsky, Garbalosa, Pollard, & Thopson, 2013). Tzv. akomodační stélky jsou přitom zpravidla určeny pro „rigidnější“ deformity a léčbu komplikací diabetické nohy a bývají proto vyrobeny obecně z měkčích materiálů (Richie, 2007) uložených ve většině případů v několika vrstvách, z nichž každá má svoji vlastní funkci (May & Lockard, 2011). Na rozdíl od tzv. funkčních stélek využívaných naopak u „flexibilních“ nohou totiž není jejich cílem primárně kontrola sil působících na nohu, ale podpora její „kompenzované pozice“ a snížení tlaku pod kostními prominencemi (Richie, 2007). Dle Vařeky a Vařkové (2005) proto mluvíme o „kompenzačním ortézování“, zatímco „korekční ortézování“ má dle autorů smysl pouze v případě „flexibilních“ deformit, především dětí.

Zvláštní skupinu pak tvoří „individualizované stélky“ vznikající přizpůsobením prefabrikovaných stélek<sup>19</sup> specifickým potřebám jedince (Owings & Botek, 2013). Toho bývá dle autorů dosaženo zpravidla přidáním další vrstvy tlumícího materiálu, instalací jiných ortotických prvků či provedením dílčích úprav včetně využití tzv. vnějších podpěr („extrinsic posts“), Mortonových prodloužení („Morton's extensions“) či hlubokých patních misek, tj. typických modifikací akomodačních a/nebo funkčních stélek. Podle Kirby (2010d) nicméně neexistuje důvod proč prvky obou typů stélek mezi sebou nekombinovat. Zejména pro ty, kteří mají omezené zkušenosti v oboru, ale může být v tomto směru problémem terminologie, která je dle Landorf (2004) nekonzistentní. Např. v literatuře hojně využívaný pojem „intrinsic post“ totiž není, jak vyplývá z práce

---

<sup>18</sup> Nemusí platit absolutně!

<sup>19</sup> Za formu „prefabrikátu“ lze přitom považovat i různé druhy softwarových „knihoven“ využívaných např. v procesu počítačem podporovaného návrhu a výroby (CAD/CAM) stélek.



**Tabulka 2.** Kategorizace některých běžně dostupných ortotických prvků využívaných pro úpravu ploché základní stélky

UMÍSTĚNÍ	ANGLICKÉ TERMÍNY	ČESKÝ EKVIVALENT	PŘÍKLADY POUŽITÍ
A) na základní stélku	<i>pads</i>	<i>arch support/filler scaphoid pad</i>	podpora/výplň klenby Abu-Faraj, Harris, Chang, & Shereff, 1996; Nakajima et al., 2009; Nester, van der Linden, & Bowker, 2003
		<i>metatarsal dome metatarsal bar</i>	metatarzální srdíčko metatarsální pruh Chang, Abu-Faraj, Harris, Nery, & Shereff, 1994; Jackson, Binning, & Potter, 2004; Koenraadt, Stolwijk, van den Wildenberg, Duysens, & Keijsers, 2012; P. Y. Lee, Landorf, Bonanno, & Menz, 2014; Mueller et al., 2006
	<i>wedges</i>	<i>heel cushion heel lift/raise<sup>a</sup></i>	patní polštářek podpatěnka <sup>a</sup> Bonanno, Landorf, & Menz, 2011; Ohsawa & Ueno, 1997; Seuser et al., 1997; Wulf et al., 2016
<i>wedge<sup>b</sup></i>		klínek <sup>b</sup> Kogler, Veer, Solomonidis, & Paul, 1999; Nester et al., 2003; Pascual Huerta et al., 2009	
<i>wedged insole<sup>b</sup></i>		stélka se zvýšeným okrajem <sup>b</sup> Nakajima et al., 2009; Pawade, Rao, Hande, & Sm, 2013	

<sup>a</sup> – klínovitý tvar ortotického prvku na sagitálním řezu, <sup>b</sup> – klínovitý tvar ortotického prvku na frontálním řezu

Anthony (1991), „vnitřní podpěrou“ v pravém slova smyslu. Na rozdíl od vnějších podpěr se totiž jedná o korekci vlastního sádrového odlitku nohy a je tedy zřejmě vhodnější užívat alternativního termínu „intrinsic correction“, tedy „vlastní korekce“. Stejně tak běžné zaměňování pojmů „wedge“ (klín/klínek) a „post“ (podpěra) není zcela v pořádku, neboť vnější podpěry (zejména ty v oblasti zadonoží) využívané u individuálně zhotovených a individualizovaných stélek nemají jako celek na frontálním řezu čistě trojúhelníkový tvar, protože naléhají ke skořepinovému základu stélky, který je oblý. Současně jsou tyto podpěry v řadě případů bez inklinace (tzv. plochá/0° vnější podpěra), takže primárně pouze stabilizují patu (Michaud, 1997) a ortézu v obuvi (Anthony, 1991). Určitou výjimku pak sice mohou tvořit např. klínovité vnější podpěry zadonoží a předonoží standardních biomechanických stélek, které mají trojúhelníkový průřez, jsou-li aplikované na předem vytvořenou plochou podpěru zadonoží, resp. na tzv. nevybalancovanou/neutrální platformu v oblasti předonoží tak, jak popisují např. Michaud (1997), Anthony (1991) či Nole et al. (2013). Minimálně z didaktického hlediska se však i v těchto případech jeví terminologické odlišení vnějších podpěr od klín(k)ů, tj. individuálních ortotických prvků, jako výhodné.

### 2.4.2 Účinky ortotických prvků v oblasti předonoží a zadonoží

Jak již bylo naznačeno výše, ortopedické stélky bývají běžnou součástí léčby řady obtíží v oblasti nohou (Leung & Lee, 2013; Nigg et al., 1999). Samotné ortotické prvky v oblasti předonoží, tj. v oblasti metatarzálních kostí a prstců, však bývaly doposud spojovány výhradně s okamžitou redistribucí tlaku pod hlavičkami metatarzů (Chang, Abu-Faraj, Harris, Nery, & Shereff, 1994; Hastings et al., 2007; Jackson, Binning, & Potter, 2004; P. Y. Lee, Landorf, Bonanno, & Menz, 2014), modulací napětí plantární aponeurózy (Kogler et al., 1999) či změnami v geometrii předonoží (Koenraadt et al., 2012). Vliv výhradně těchto elementů na kinematiku GC však není zcela znám. Dle pilotní studie Nurse, Nigg a Deazeley (n.d.) se nicméně zdá, že např. 4mm klínek v oblasti předonoží může působit okamžité blíže nespecifikované systematické změny ve vnitřní rotaci bérce (ve smyslu jejího snížení či naopak zvýšení) podle toho, je-li umístěn mediálně nebo laterálně.

Na druhou stranu, vliv jednotlivých ortotických prvků v oblasti zadonoží na kinematické parametry chůze byl zkoumán více, a to i s využitím moderních

optoelektronických přístrojů. Nester et al. tak např. opakovaně pozorovali okamžité statisticky významné snížení vnitřní rotace bérce u zdravých probandů v průměru o 3–4° při použití 10° mediálního patního klínu prodlouženého až k hlavičce I. mtt (doplněného výplní mediální klenby) a dále její takřka stejné statisticky významné zvětšení při izolovaném použití obdobného klínu umístěného laterálně (Nester, Hutchins, & Bowker, 2001; Nester et al., 2003). Naopak Pascual Huerta et al. (2009) statisticky významnou okamžitou změnu vnitřní rotace bérce při použití 14 cm dlouhého mediálního, ani laterálního klínu se sklonem 7° u stejné cílové skupiny nepozorovali. Zaznamenali však statisticky významné snížení (v průměru o 1,64°) úhlu progresu nohy (FPA) při umístění klínu mediálně. Telfer, Abbott, Steultjens a Woodburn (2013) pak dále pozorovali malé, ale signifikantní okamžité změny pronace zadonoží, a to jak u pacientů s pronovaným typem nohy, tak u kontrolní skupiny probandů. Na rozdíl od předchozích prací však tato studie probíhala po předchozí 14denní familiarizaci probandů s individuálně zhotovenou neutrální 3/4 semirigidní stélkou, která byla pro potřeby výzkumu upravena doplněním vnějších podpěr o různě velkém sklonu. Maximální redukce dosahující až 4° pak bylo dle autorů dosaženo při použití největší z hodnocených mediálních podpěr, tj. se sklonem 10°.

Jak Nester et al. (2003), tak Pascual Huerta et al. (2009) i Telfer et al. (2013) pozorovali ve svých studiích také signifikantní změny některých kinetických parametrů. Protože však kinetická analýza pohybu není součástí práce (viz kapitola 3.3), nebude nyní této problematice záměrně opět věnována pozornost.

### **2.4.3 Teorie fungování nohy a ortopedických stélek**

Přestože řada studií popisuje převážně pozitivní efekt aplikace různých druhů stélek u různých pacientů (Ball & Afheldt, 2002a; Landorf & Keenan, 2000), biomechanické vysvětlení jejich terapeutického efektu je předmětem spekulací již více než jedno století (Kirby, 2010b). Původní „kinematické přístupy“ kladoucí důraz na ovlivnění abnormálních pohybů DKK ve frontální, resp. sagitální rovině tak doplnily později „kinetické teorie“ vyzdvihující potřebu redukce excesivních sil působících na postiženou tkáň (Petcu & Anca, 2012). Nejnovější poznatky také ukazují, že důležitým faktorem působení stélek může být ovlivnění senzomotorického systému (Hatton et al., 2013). Podle Jahrling (2001) má ale senzomotorický efekt jakýkoliv výkon v oblasti nohy a je

tedy pouze otázkou, zda je efekt daného výkonu žádaný. V praxi jsou proto jednotlivá paradigmatata mezi sebou běžně kombinována (Frowen, 2010).

### 2.4.3.1 Kinematické teorie

Ještě na počátku 50. let minulého století byla léčba obtíží nohou mechanického původu založena na velkém množství intervenčních protokolů bez jakékoliv standardizace (W. E. Lee, 2001). Teprve v 50. a 60. letech byl vytvořen, jak uvádí Vařeka a Vařeková (2009b), nový model zdůrazňující nohu jako dynamický komplex a tzv. Rootova teorie pak byla po většinu druhé poloviny 20. století bez výhrad akceptována většinou podiatrické komunity (Albert & Curran, 2013). Nejedná se přitom o jednu, ale hned o několik individuálních teorií, které na sobě nejsou nutně zcela závislé (J. A. Root, 2013), avšak dle jejich hlavního autora tvoří koherentní celek (M. L. Root, 1977). M. L. Root s kolegy tak ve svých publikacích (M. L. Root, Orien, & Weed, 1977; M. L. Root, Orien, Weed, & Hughes, 1971) např. definoval „ideální<sup>20</sup>“ postavení mezi segmenty DK a popsal jednotlivé abnormality včetně jejich kompenzací, zejména ve smyslu abnormální pronace a supinace nohy. Na tomto základě pak byly vytvořeny protokoly pro potřeby diagnostiky a tzv. funkčního ortézování (Vařeka & Vařeková, 2009a). Je přitom důležité si uvědomit, že např. abnormální pronace v STJ, která je dle Mooney a Campbell (2010) hlavním charakteristickým znakem FFP, může být podle M. L. Root et al. (1977) kompenzací celé řady deformit a např. Michaud (1997) pak popisuje pro každou z nich jiný typ stélky.

Sám Root naopak nikdy žádný text popisující tvorbu stélek nepublikoval (Harradine, Gates, & Bowen, 2018), dle Vařeky a Vařekové (2009a) se však v zásadě jedná o „kompenzační“ (a jen výjimečně „korekční“) „ortézování“, jehož cílem je zabránit vlastním kompenzačním mechanismům na úrovni nohy a jejich nepříznivému vlivu na ostatní součásti pohybového systému. Nejčastěji se k tomuto účelu využívá dvou typů stélek – tzv. funkčních stélek podle Roota a standardních biomechanických stélek (Tabulka 3), popř. jejich modifikací (Anthony, 1991; Nole et al., 2013). V posledních letech jsou nicméně celá Rootova teorie i její jednotlivé části podrobovány kritice (Ball & Afheldt, 2002a, 2002b; Jarvis, Nester, Bowden, & Jones, 2017; McPoil & Hunt, 1995)

---

<sup>20</sup> V originále „normální“. Sémantickým problémům vyplývajících z použití původního termínu se věnuje ve své práci W. E. Lee (2001).

**Tabulka 3.** Základní typy funkčních stélek (upraveno dle Anthony, 1991 a Nole et al., 2013)

KONCEPT	VLASTNÍ KOREKCE ( <i>INTRINSIC CORRECTION</i> ) ODLITKU NOHY	VNĚJŠÍ PODPĚRA ( <i>EXTRINSIC POST</i> ) STÉLKY	OSTATNÍ MODIFIKACE
<b>Funkční stélka podle Root</b>	klínovitá platforma ( <i>platform</i> ) přidaná v oblasti předonoží	klínovitá nebo plochá podpěra v oblasti zadonoží	dodatečné přidání ( <i>addition</i> ) další hmoty na určitá místa odlitku a jeho rozšíření ( <i>expansion</i> )
<b>Standardní biomechanická stélka</b>	neutrální/nevybalancovaná platforma přidaná v oblasti předonoží	klínovitá podpěra v oblasti předonoží a/nebo zadonoží	dodatečné přidání ( <i>addition</i> ) další hmoty na určitá místa odlitku a jeho rozšíření ( <i>expansion</i> )
<b>Některé modifikace funkčních stélek</b>	Technika odřezku paty ( <i>heel skive</i> ) podle Kirby, Invertovaná stélka/ortéza podle Blake	–	Chůzové destičky ( <i>Gait plates</i> ), Mortonova prodloužení ( <i>extensions</i> ), výřez ( <i>cutout</i> ) pod hlavičkou metatarzu

a např. tzv. Rootova teorie neutrální pozice STJ je dokonce považována za „klinickou fikci“ (Harradine et al., 2018). Je přitom evidentní, že postupy založené na tomto konceptu mají určitý terapeutický efekt, když např. v rámci tzv. Cochrane review prokazujícího pozitivní vliv individuálně zhotovených stélek při léčbě bolestí nohou (Hawke, Burns, Radford, & Du Toit, 2008) byla výroba stélek v 7 z 11 zahrnutých studií založena právě na neutrální pozici STJ dle Roota. Podle Phillips (2013) by proto mělo být na originální text popisující např. právě tuto problematiku nahlíženo jako na konceptuální práci. Autor v této souvislosti připomíná i původní obecnou definici neutrální pozice STJ, při níž „noha není ani pronovaná, ani supinovaná“ (M. L. Root et al., 1971, 54).

Přestože je Root považován především za „teoretika frontální roviny“, jsou pro celý koncept velice důležité také deformity v rovině sagitální (Phillips, 2013). Detailnější pohled na pohyb v tomto směru nicméně podává spíše tzv. Teorie usnadnění pohybu v sagitální rovině. Ta má své počátky v 80. letech 20. století a její autor (H. J. Dananberg) v ní vychází z nové, jím popsané patomechanické entity nazvané „funkční hallux limitus“ (W. E. Lee, 2001). Celá noha je ale v rámci tohoto modelu vnímána jako struktura hrající stěžejní roli při pohybu těžiště (sic) vpřed, přičemž jakékoliv omezení pohybu tuto roli narušuje a vede tak k celé řadě kompenzačních strategií, tzv. nožním a posturálním kompenzacím (Curran, 2013). Dle autorky je pak v tomto směru zásadní pohyb nohy přes tři primární body otáčení (zadní strana kalkaneu, HLK, metatarzofalangeální klouby prstců) popsané autory Saunders, Inman a Eberhart (1953) a J. Perry a Burnfield (2010) a dále pak tři tzv. samoopěrné mechanismy nazývané též souhrnně jako „tenzně–kompresní systém“.

Prvním z uvedených samoopěrných mechanismů je již dříve zmíněný kladkový mechanismus plantární aponeurózy vedoucí k supinaci zadonoží (Hicks, 1954). Druhým je pak tzv. zámek kalkaneokuboidního kloubu dle Bojsen-Møller (1979), který s touto supinací přímo souvisí. Podle autora totiž toto „uzamčení“<sup>22</sup> spojené s vnitřní rotací bérce vede k odrazu přes tzv. příčnou metatarzofalangeální osu nohy, která prochází hlavičkami I. a II. mtt (Obrázek 7a). Díky tomu je předepnuta plantární aponeuróza a kladkový mechanismus se tak může uplatnit okamžitě po odlepení paty od země. Naopak při odrazu

---

<sup>22</sup> Podle Kirby (2009a, 2009b) se nejedná o „uzamčení“ v pravém slova smyslu a celý transverzotarzální kloub (přesněji celé středonoží) se podle něj chová spíše jako komplexní pružinový mechanismus s proměnlivou tuhostí závislejší na velikosti působící síly.

nohy přes tzv. šikmou metatarzofalangeální osu procházející hlavičkami II–V. mtt (Obrázek 7b) k tomuto předepnutí nedojde. Běrec je v tomto případě rotován zevně, noha supinována v STJ a předonoží je vůči zadonoží v addukci v transverzotarzálním kloubu (Bojsen-Møller, 1979). Stejný autor pak v této souvislosti připomíná klíčovou roli mPL, který svojí aktivitou jednak pronuje předonoží, uzamyká kalkaneokuboidní kloub a také asistuje při vnitřní rotaci bérce, která pak nutí nohu k odrazu přes její příčnou metatarzofalangeální osu. Posledním samoopěrným mechanismem je komprese kostěných struktur uspořádaných do klenby, ke které dochází během zatížení (Vařeka & Vařeková, 2009e).



**Obrázek 7.** Odrazu přes příčnou (a) a šikmou (b) metatarzofalangeální osu nohy (archiv autora).

Intervenční stélky dle tohoto konceptu jsou v ideálním případě vyráběny ze stélek testovacích (Payne & Dananberg, 1997). Ty jsou dle autorů tvořeny metodou pokus–omyl na základě opakovaného vyhodnocování přenosu hmotnosti skrze segment nohy – tzv. weight flow<sup>24</sup> – s využitím tlakových měřicích systémů, přičemž na rozdíl od Rootovy „kontroly“ pohybu je cílem Dananberga pohyb „podpořit“ (Curran, 2013). Typickým znakem stélek pro funkční hallux limitus je pak tzv. Kinetický klínek („Kinetic wedge“). Jedná se o patentovanou modifikaci stélky prodloužené minimálně do oblasti sulku prstců (Payne & Dananberg, 1997), jejíž rezistence je pod hlavičkou I. mtt v porovnání se zbytkem celé modifikace cíleně nižší (Dananberg, 1993b). Spíše, než o klínek v pravém

<sup>24</sup> Tj. pohybu působiště reakční síly podložky.

slova smyslu (viz výše) se přitom jedná o vyříznutý otvor („cutout“) pod hlavičkou I. mtt tvaru pravouhlého lichoběžníku, jehož základna je delší mediálně a ramena svým sklonem odpovídají průběhu proximálního, resp. distálního skloubení I. mtt (viz Dananberg, 1993a, 1993b). Tvar výřezu však může být dle autora přizpůsoben konkrétnímu problému pacienta, přičemž cílem intervence zůstává umožnění PFL a pronaci I. mtt, které jsou předpokladem k ničím neomezené DFL palce. Na českém trhu je pak obdobný prvek v podobě oválného otvoru znám např. jako součást stélek od firmy Hanák<sup>25</sup>.

Co se týče hodnocení skutečného efektu uvedeného typu stélek je dle Curran (2013) třeba měření tlaku uvnitř obuvi. Dle kinematické studie Becerro De Bengoa Vallejo, Sanchez Gómez a Losa Iglesias (2016) se nicméně zdá, že uvedená modifikace individuálně zhotovených stélek má příznivý vliv na funkci nohy ve smyslu zvýšení PFL I. mtt za současného snížení addukce palce. Naopak práce Schembri (2014) vliv prefabrikovaného Kinetického klínku na míru DFL palce nepotvrdila.

### 2.4.3.2 Kinetické teorie

Na konci 80. let 20. století publikoval K. A. Kirby koncept „Rotační rovnováhy“ (Kirby, 1989) popisující účinky momentů sil působících na nohu. Ty mohou mít dle autora původ jak zevně (typicky v reakční síle podložky), tak vnitřně (např. v kontrakci svalu) a jejich výsledný efekt je značně ovlivněn aktuální pozicí osy STJ (viz kapitola 4.1), kterou je tedy třeba alespoň orientačně vyšetřit, a to buď v odlehčení (viz kapitola 2.1) a/nebo lépe ve statickém stoji (viz Kirby, 2018b; Spooner & Kirby, 2006). Dalším přínosem k pochopení některých specifických patologií DKK (např. tendinitidy peroneálních svalů, chronické laterální instability HLK, ...) pak může být i znalost působiště vektoru reakční síly podložky ve vztahu k ose STJ (Fuller, 1999). Fuller přitom vychází z teze, že pacientovu mechanicky podmíněnou bolest nezpůsobuje např. hyperpronace jako taková, ale zatížení anatomických struktur, které ji omezují (W. E. Lee, 2001). Ve své původní práci z roku 1992 proto Kirby (2010d) kritizuje postupy tvorby stélek založené pouze na měření velikosti jednotlivých deformit a uvádí, že tato měření neposkytují sama o sobě dostatek informací k predikci chování DKK při zatížení.

---

<sup>25</sup> Do jaké míry tyto stélky vychází z Dananbergova konceptu ale není ze současných, běžně dostupných materiálů zřejmé.



Tzv. „Model namáhání tkání“ představený o tři roky později autory McPoil a Hunt je pak dle Fuller a Kirby (2013) unikátní a klinicky efektivní metodou léčby mechanicky způsobených obtíží DKK.

Hlavní tezí tohoto modelu je, že zatížení tkání musí být pro jedince tolerovatelné (Vařeka & Vařeková, 2009g), tzn. musí se nacházet v elastické zóně křivky závislosti zatížení na deformaci (McPoil & Hunt, 1995). Při větším stupni zátěže se totiž dle autorů tkáně deformují za tzv. zónu mikroselhání a vznikají zranění z přetížení (viz také kapitola 2.3). Mueller a Maluf (2002) pak v rámci obdobného fyzioterapeutického konceptu upozorňují na tři obecné mechanismy vzniku poranění – krátkodobě působící zatížení o vysoké intenzitě, dlouhodobě působící zatížení nízké intenzity a střední zatížení opakované mnohokrát za sebou. Diagnostika podle McPoil a Hunt proto vychází z anamnézy a provokačních testů, na jejichž základě je stanoveno, zda jsou obtíže opravdu způsobeny mechanickým přetížením či nikoliv (Vařeka & Vařeková, 2009e). Samotná terapie pak cílí na snížení tohoto patologického zatížení na tolerovatelnou úroveň skrze odpočinek, aplikaci ortopedických stélek apod., nicméně její nedílnou součástí je také využití dalších (např. měkkotkáňových) technik k podpoře hojení či obnovení flexibility a svalové síly (McPoil & Hunt, 1995). Je přitom nutné si uvědomit, že přestože zvolená intervence (např. patními klínky) nemusí mít zjevný vliv na samotné postavení DK, může stále signifikantním způsobem ovlivňovat síly, které na DK působí, a tím i zmírňovat případné obtíže (Fuller & Kirby, 2013). Mimo reakční sílu podložky proto autoři v této souvislosti mluví i o tzv. reakční síle ortézy/stélky, tj. reakční síle podložky působící na nohu skrze aplikovanou stélku.

#### **2.4.3.3 Další alternativní teorie**

Mimo výše uvedené alternativy Rootovy teorie uvádí Payne (1998) jako další možnost směřování podiatrické biomechaniky přijmutí paradigmat zdůrazňujících neurofyziologický, neuromechanický či propioceptivní účinek stélek. Abnormální pohybový stereotyp i ortopedické stélky totiž propiocepci dle jeho názoru ovlivňují. K takovým přístupům patří zejména dvě teorie vycházející z původního konceptu „Minimalizace svalové práce“ popsaného Nigg, Nurse a Stefanyshyn (1999). Dle první z nich, tzv. Teorie svalového ladění, jsou tak např. rázové síly při kontaktu nohy s podložkou považovány za vstupní signály centrální nervové soustavy a obuv, plantární povrch nohy či případná stélka pak za jejich „filtry“. Dle autorů pak centrální nervová

soustava následně na tyto signály v případě potřeby reaguje změnou aktivity příslušných svalů tak, aby při dalším kontaktu s podložkou došlo k minimalizaci vibrací měkkých tkání, přičemž tento efekt by měl být v konečném důsledku pozorovatelný ve výkonosti, míře únavy či pocíťovaném komfortu daného jedince (Nigg, 2001; Nigg & Wakeling, 2001).

„Teorie preferované dráhy pohybu“ dále na základě kinematických studií s využitím intrakortikálních markerů říká, že každý jedinec má pro každý pohyb právě takovou svoji preferovanou dráhu (Nigg, Baltich, Hoerzer, & Enders, 2015). Ta se proto dle autorů i při použití různých typů obuvi a/nebo stélek mění jen minimálně, nesystematicky a spíše ve smyslu změny amplitudy pohybu – např. omezení počáteční DFL při běhu naboso – než dráhy<sup>26</sup> jako takové. Nigg, Vienneau et al. (2017) to přisuzují snaze organismu „zůstat“ na této preferované dráze, neboť vyžaduje nejmenší energetické nároky v kontextu aktuálních podmínek včetně únavy či přítomnosti poranění. Pokud tedy dojde např. vlivem tréninku ke zvýšení svalové síly, může se změnit i preferovaná dráha pohybu (Nigg, Mohr, & Nigg, 2017). S ohledem na obecný „princip variability pohybu“ je ale dle Federolf et al. (2018) pravděpodobnější, že preferovaná dráha je spíše jakýmsi souborem trajektorií, v jejichž rozmezí senzomotorický systém umožňuje určitou variabilitu a intervnuje až při detekci příliš velkých odchylek. V souladu s touto tezí je pak např. paradoxní pronace nohy v konečné fázi mezistojie popsána Kirby (2014), která dle jeho názoru slouží zřejmě jako ochrana před potenciálním zvrtnutím HLK při aplikaci nadměrně invertovaných stélek. Autor proto připomíná, že je velice pravděpodobné, že tento neuromotorický efekt stélek hraje významnou roli v tom, do jaké míry jsou stélky schopné vykonávat svoji přímou mechanickou úlohu. Podle Michaud (1997, 148) pak stélky z dlouhodobého hlediska skrze úpravu sil působících na nohu „reedukují centrální nervovou soustavu“ ohledně ideálního zapojení příslušných svalů. To tak může vysvětlovat zkušenost řady kliniků popisujících období zdánlivě normální funkce nohou po odstranění stélek (Payne, 1998).

Mimo uvedené dvě teorie, které jsou však dle Nigg, Mohr et al. (2017) teprve ve svých počátcích, existuje dále řada studií hodnotících obecně pouze stimulaci receptorů nohou pomocí stélek. Tyto práce např. zahrnují tzv. texturované (Hatton et al., 2012),

---

<sup>26</sup> „Dráhou pohybu“ je v rámci teorie myšlena velikost jeho trajektorie v jednotlivých kloubech (Nigg, Vienneau, et al., 2017). Vzhledem k zavedené geometrické terminologii se jedná o označení poněkud nepřesné, dle Nigg et al. (2015, 4) se nicméně jedná pouze o „pracovní termín“.

proprioceptivní/posturální (Beltrán, 2008; Pasin Neto et al., 2017; Rothbart, 2013) a vibrační (Priplata et al., 2003) stélky, či stélky obecně cílící na zlepšení rovnováhy (S. D. Perry et al., 2008). Koncepty tzv. senzomotorických stélek jsou pak dalšími z této skupiny, na rozdíl od předešlých typů stélek ale s cílenou změnou v aktivitě konkrétních svalů DK, dle Ludwig et al. (2016) např. pomocí nebolestivého tlaku na šlachu ovlivňovaného svalu. Naopak Fischer (2008) popisuje obecný princip fungování těchto stélek tak, že „přiblížení“ začátku a úponu svalu v důsledku aplikace peloty vede nejprve k relaxaci daného svalu a následně k reflexnímu zvýšení jeho aktivity, zatímco při oddálení úponů je tomu naopak. Současně jsou ale u pelot senzomotorických stélek popisovány i jejich „mechanické“ účinky (Tabulka 4), které do jisté míry odpovídají účinkům jiných, běžně používaných ortotických prvků (viz výše).

**Tabulka 4.** Popisované účinky základních typů pelot senzomotorických stélek (upraveno dle Fischer, 2008; Ludwig, 2012; Weisser, 2016 a Woltring, 2012)

PELOTA	ÚČINEK NA SVALY	OSTATNÍ ÚČINKY
<b>Kalkaneální/patní mediální (CM)</b>	zvýšení aktivity m. tibialis posterior, zvýšení aktivity m. tibialis anterior	mechanická podpora sustentaculum tali, ovlivnění pozice kalkaneu a jeho stabilizace, ovlivnění rotace dolní končetiny, zvětšení bederní lordózy
<b>Kalkaneální/patní laterální (CL)</b>	zvýšení aktivity m. peroneus longus, zvýšení aktivity m. peroneus brevis	ovlivnění pozice kalkaneu a jeho stabilizace, zvětšení bederní lordózy
<b>Retrokapitální mediální (RM)</b>	snížení aktivity lýtkových svalů	korekce abdukce nohy, vnitřní rotace a supinace nohy, vnitřní rotace dolní končetiny
<b>Retrokapitální laterální (RL)</b>	snížení aktivity lýtkových svalů, zvýšení aktivity m. peroneus longus, zvýšení aktivity m. peroneus brevis	korekce pes adductus, zevní rotace a pronace nohy, zevní rotace dolní končetiny
<b>Prstová</b>	snížení aktivity lýtkových svalů, snížení aktivity flexorů prstů	extenze prstů, podpora retrokapitální peloty stejné inklinace

*m.* – musculus (sval)

### 3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem práce bylo určit účinky senzomotorických stélek na biomechanické aspekty chůze dospělých osob.

#### 3.1 Dílčí cíle

1. Určit okamžitý vliv kalkaneálních a retrokapitálních pelot senzomotorických stélek na vybrané kinematické parametry pánve a dolních končetin (DKK) asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému.
2. Určit okamžitý vliv mediální kalkaneální, resp. laterální retrokapitální peloty senzomotorických stélek a jejich kombinace na vybrané kinematické parametry DKK u asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému.
3. Určit vliv individualizovaných senzomotorických stélek na vybrané kinematické parametry DKK a vybrané elektromyografické (EMG) parametry svalů DKK u dospělých pacientů s diagnostikovaným FFP po 12týdenní ortotické intervenci.

Jednotlivé dílčí cíle byly řešeny v rámci třech na sebe navazujících studií. Ověřovány byly následující hypotézy:

#### 3.2 Hypotézy k dílčím studiím

##### 3.2.1 Hypotézy ke studii č. 1

H1<sub>a</sub>: RM pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, rotuje nohu vnitřně (zmenšuje FPA).

H1<sub>b</sub>: RL pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, rotuje nohu zevně (zvětšuje FPA).

H1<sub>c</sub>: CM pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, zvětšuje antevertzi pánve.

H1<sub>d</sub>: CL pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, zvětšuje antevertzi pánve.

### **3.2.2 Hypotézy ke studii č. 2**

H2<sub>a</sub>: CM pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, rotuje nohu vůči bérci vnitřně.

H2<sub>b</sub>: RL pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, rotuje nohu vůči bérci zevně.

H2<sub>c</sub>: CM pelota při chůzi asymptomatických dospělých osob bez závažných patologií pohybového a nervového systému, v porovnání s chůzí bez pelot, snižuje pronaci nohy vůči bérci.

### **3.2.3 Hypotézy ke studii č. 3**

H3<sub>a</sub>: 12týdenní intervence individualizovanými senzomotorickými stélkami sníží při chůzi míru pronace zadonoží u pacientů s diagnostikovaným FFP v porovnání s kontrolní skupinou.

H3<sub>b</sub>: 12týdenní intervence individualizovanými senzomotorickými stélkami sníží při chůzi míru abdukce předonoží u pacientů s diagnostikovaným FFP v porovnání s kontrolní skupinou.

H3<sub>c</sub>: Experimentální skupina bude po 12týdenní intervenci individualizovanými senzomotorickými stélkami při chůzi pociťovat výraznější pozitivní změnu zdravotního stavu v porovnání s kontrolní skupinou.

## 4 METODIKA

### 4.1 Metodika studie č. 1 – „pilotní“

#### Charakteristika výzkumného souboru

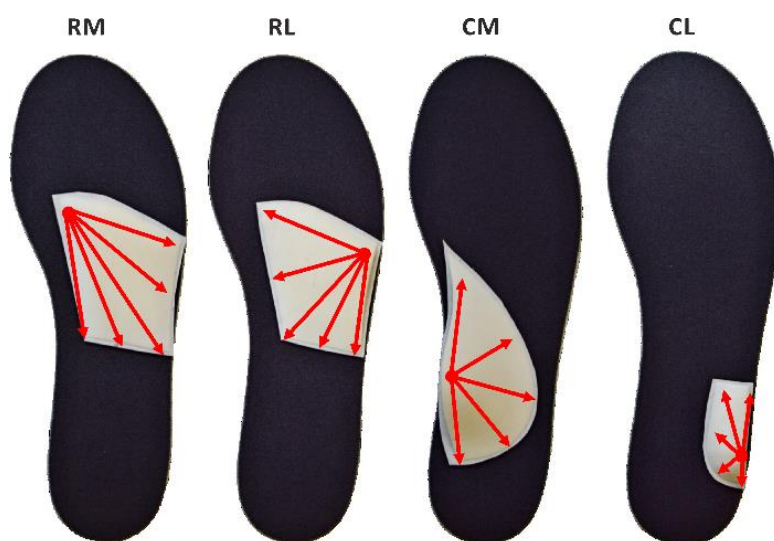
Do pilotní studie bylo zařazeno celkem 18 účastníků, kteří splnili požadovaná kritéria. Těmi byly absence vážné vrozené a/nebo získané patologie nervového a/nebo muskuloskeletálního systému, absence bolesti, operací a vážných poranění v oblasti DKK, pánve a/nebo páteře. Současně byla požadována absence závažných deformit prstců, úhel palce menší než  $\pm 6^\circ$  stanovený na základě výzkumu Brázdilové et al. (1985) a normální výška nožní klenby hodnocená indexem Chippaux–Šmiřák (Klementa, 1987) ze statického podogramu sejmutého při vstávání ze židle dle metodiky popsané Tománkovou, Přidalovou a Gábou (2015). Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1) a všichni účastníci podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu (Příloha 2 a 3).

#### Postup měření

Probandi byli vybaveni uniformní sportovní obuví Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT International Corporation, Bern, Švýcarsko) a BS odpovídající velikosti (Obrázek 9), v obou případech bez ortotických prvků. Pro samotné testování pak byly probandům postupně aplikovány jednotlivé peloty (Obrázek 8) testovací sady NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) o tvrdosti A Shore 30. Peloty byly upevněny pomocí suchého zipu na definovaná místa BS vždy stejným fyzioterapeutem na základě palpací kostěných struktur dle metodiky Fischer (2008) a Weisser (2016). Z hygienických důvodů měly účastníci výzkumu na nohou vlastní tenké ponožky, které byly v případě potřeby ohrnuty tak, aby nezakrývaly kotníky a současně probandy nijak neomezovaly.

Měření probíhalo na 10metrovém chodníku se dvěma zabudovanými silovými plošinami Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko), okolo kterého bylo rozmístěno 6 kamer systému Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie). K záznamu pohybu bylo využito programu Vicon Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie), snímkovací frekvence byla nastavena na 2000 Hz (Kistler), resp.

200 Hz (Vicon). Odebrání základních antropometrických údajů pro potřeby modelu PiG pro dolní polovinu těla (Vicon Motion Systems, 2016) stejně jako umístění pasivních reflexních markerů bylo prováděno stejným fyzioterapeutem, přičemž markery nebyly probandům po celou dobu měření z těla odstraňovány. Všichni účastníci absolvovali měření subjektivně zvolenou rychlostí chůze v obuvi nejprve pouze s BS (tj. bez pelot) a poté i s jednotlivými pelotami v pořadí určeném losovací metodou. V rámci každé testované situace bylo zaznamenáno celkem 12–15 pokusů, pro přivyknutí si novým podmínkám předcházelo každému měření vždy 5 minut chůze s daným typem stélky.



**Obrázek 8.** Uložení pelot na základní stélce, šipky ukazují směr sklonu pelot. RM – retrokapitální mediální pelota se zvýšením pod II. metatarzem, RL – retrokapitální laterální pelota se zvýšením pod V. metatarzem, CM – kalkaneální mediální pelota, CL – kalkaneální laterální pelota (Laštovička, Klein, & Janura, 2018).

### Zpracování a analýza dat

Data byla zpracována v programu Vicon Polygon 3.5.1 (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie). Do studie byly zahrnuty záznamy měření 11 z 18 probandů (7 mužů a 4 ženy, věk  $23,0 \pm 3,3$  let, výška  $174,4 \pm 8,4$  cm, hmotnost  $66,9 \pm 6,0$  kg), které obsahovaly kompletní data a odpovídaly požadavkům na kvalitu provedení. Vždy 8 prvních pokusů bylo použito pro následnou analýzu sledovaných parametrů v rámci stejné fáze GC. Těmi byly 1. a 2. minimum, resp. 1. a 2. maximum FPA a maximum antevertze pánve.



Statistické vyhodnocení probíhalo v programu SPSS 24.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA), normalita dat byla ověřena dle doporučení Kim (2013). Z důvodu normálního rozložení všech dat byla využita dvoufaktorová ANOVA pro opakovaná měření, kdy jednotlivými („within-subject“) faktory byla testovaná situace (BS, resp. BS s jednotlivými pelotami) a „stranovost“ (pravá a levá DK). Zahrnutí tohoto druhého faktoru vycházelo z předpokladu, že přestože obě DKK nejsou zcela identické (popř. tíže deformity u pacientů není na obou DKK obvykle stejná), je běžnou praxí aplikace tvarově naprosto identických stélek.

Z důvodu nesplnění předpokladu tzv. sféricity byla dle doporučení Barcikowski a Robey (1984) v případě hodnocení parametru maxima anteverte pánve použita korekce počtu stupňů volnosti podle Greenhouse a Geisser ( $\epsilon < 0,75$ ). Míra velikosti efektu přitom byla posuzována s využitím parciální  $\eta^2$  ( $\eta_p^2$ ), kdy hodnoty větší než 0,0099 značí „malý“, hodnoty větší než 0,0588 „střední“ a hodnoty větší než 0,1379 pak „silný“ efekt (Richardson, 2011). Jako post-hoc test byl následně u všech statisticky významných výsledků proveden mnohonásobný párový t-test s Bonferroniho korekcí, hladina významnosti byla stanovena na  $\alpha = 0,05$ .

## **4.2 Metodika studie č. 2 – „experimentální“**

### **Charakteristika výzkumného souboru**

Do této studie bylo zařazeno celkem 32 zdravých asymptomatických probandů, kteří splnili požadovaná kritéria. Těmi byly absence vrozené a/nebo získané patologie nervového a/nebo muskuloskeletálního systému, absence bolesti, operace či vážných poranění v oblasti DKK, pánve a/nebo páteře. Dále byla požadována absence závažných deformit nohou a schopnost prolongovaného stoje i chůze. Žádný z probandů také nepoužíval ortopedické stélky, ani jiné druhy ortéz. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 4) a všichni účastníci podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu (Příloha 5).

### **Postup měření**

Probandi nejprve absolvovali vyšetření dominance DKK dle van Melick, Meddeler, Hoogeboom, Nijhuis-van der Sanden a van Cingel (2017) a – stejně jako v pilotní studii

– byli vybaveni uniformní sportovní obuví Pro Touch Dropshot s BS odpovídající velikosti. Před samotným testováním pak byly probandům stejným fyzioterapeutem a dle dříve uvedených metodik aplikovány obě peloty testovací sady NovaPED sensosystem (Obrázek 9), přičemž pozice pelot byla následně zaznačena tak, aby při jejich výměně nedošlo ke změně umístění. Z hygienických důvodů měly účastníci výzkumu na nohou vlastní tenké ponožky, které byly v případě potřeby ohrnuty tak, aby nezakrývaly kotníky a současně probandy nijak neomezovaly.



**Obrázek 9.** Univerzální testovací obuv a základní stélka s mediální kalkaneální i retrokapitální laterální pelotou (Laštovička, Klein, Abrantes, & Janura, 2020).

Testovací protokol zahrnoval několik pokusů jak pro familiarizaci (5 min chůze pro každou testovací podmínku), tak pro samotné měření. Jako první přitom byla vždy zaznamenána situace pouze s BS, teprve pak následovala chůze s jednotlivými stélkami v pořadí určeném losovací metodou. Z důvodu zajištění co možná nejpřirozenějšího stereotypu chůze probíhalo měření tentokrát na 10 m dlouhém úseku plochy laboratoře bez přítomnosti silových plošin a v subjektivně zvoleném tempu. Odpovídající tempo metronomu (Google LLC, Mountain View, CA, USA) pak bylo využito vždy během fáze familiarizace za účelem co možná nejvíce omezit potenciální vliv změny časoprostorových parametrů (kadence, délka kroku) na výsledky výzkumu. Uvedený postup byl použit na základě premisy, že zejména kadenci chůze lze ovlivnit dle zvoleného sluchového stimulu (Ducharme et al., 2018).

Data byla zaznamenávána prostřednictvím 8 kamer (snímkovací frekvence 200 Hz) systému Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Pasivní reflexní markery byly umístěny dle 6DoF CAST modelu pro pánev a DKK (podrobněji viz Klein et al., 2021) vždy stejným výzkumníkem a nebyly probandům po celou dobu měření z těla odstraňovány, s výjimkou těch určených pouze pro statickou kalibraci modelu.

### Zpracování a analýza dat

Data byla zpracována v programech Vicon Nexus 2.8.0 (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie) a Visual3D V6 (C-motion Inc., Germantown, MD, USA), přičemž transversální rovina nohy byla virtuálně zarovnána s podlahou laboratoře. Začátek i konec GC pak byly označeny manuálně a křivky pohybů v základních anatomických rovinách obsahující sledované kinematické parametry – tj. 1. maximum zevní rotace, pronace i DFL nohy stejně jako 1. maximum addukce KYK – byly normalizovány na 100 procentních bodů. Jak již bylo uvedeno dříve, byla na základě současných poznatků vyslovena hypotéza, že CM pelota bude snižovat pronaci nohy. Protože předběžné výsledky ale ukázaly naopak zvýšení tohoto parametru alespoň u jedné DK celkem 6 probandů (pravděpodobně z důvodu „sklouznutí“ nohy z této peloty), byla data těchto účastníků výzkumu z analýzy odstraněna. Konečný výzkumný soubor tak čítal 26 probandů (14 mužů, 12 žen) s průměrným věkem  $23,3 \pm 3,7$  let, výškou  $173,8 \pm 9,4$  cm a hmotností  $67,8 \pm 11,1$  kg.

Statistické vyhodnocení probíhalo v programu SPSS 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA), normalita dat byla ověřena pomocí Shapirova–Wilkova testu a vizuálním hodnocením histogramů. Stejně jako v případě pilotní studie byla pak využita dvoufaktorová ANOVA pro opakovaná měření, kdy jednotlivými („within-subject“) faktory byla opět testovaná situace (BS, resp. BS s jednotlivými pelotami) a z důvodu konzistence metodiky s pilotní studií opět také „stranovost“ (pravá a levá DK). Kvůli nesplnění předpokladu tzv. sféricity byla dle doporučení Barcikowski a Robey (1984) v případě hodnocení několika parametrů použita korekce počtu stupňů volnosti podle Greenhouse a Geisser ( $\epsilon < 0,75$ ), resp. Huynh a Feldt ( $\epsilon > 0,75$ ). Míra věcné významnosti přitom byla opět posuzována s využitím  $\eta_p^2$ , kdy hodnoty větší než 0,0099 značí „malý“, hodnoty větší než 0,0588 „střední“ a hodnoty větší než 0,1379 pak „silný“ efekt

(Richardson, 2011). Jako post-hoc test byl následně u všech statisticky významných výsledků proveden mnohonásobný párový t-test s Bonferroniho korekcí, hladina významnosti byla stanovena na  $\alpha = 0,05$ .

### 4.3 Metodika studie č. 3 – „(experimentální) intervenční“

#### Charakteristika výzkumného souboru

Potenciální účastníci výzkumu byli osloveni prostřednictvím lokálních ordinací specialistů věnujících se problematice nohou, resp. hromadným emailem zaměstnancům a studentům Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v rozmezí dubna až září 2019. Z původních 51 zájemců, kteří zareagovali na tuto výzvu a vyplnili úvodní obecný dotazník, absolvovalo 42 vstupní vyšetření. Na jeho základě pak bylo možno oslovit celkem 32 účastníků, přičemž do této „paralelní“ části třetí studie bylo finálně zařazeno 16 dospělých probandů, kteří po celou dobu jejího trvání splňovali požadovaná kritéria. Těmi byly: a) diagnóza plochonoží alespoň jedné DK stanovená na základě 6položkové verze Indexu postury nohy dle Redmond (2005) ( $FPI6 \geq 6$ ) a/nebo hodnoty  $NTNH < 0,21$  (Murley, Menz, & Landorf, 2009a), b) flexibilita diagnostikovaného plochonoží ověřená v rámci testu stoje na špičkách (Atik & Ozyurek, 2014), c) schopnost stoje i chůze bez jakýchkoli pomůcek. Kritérii pro vyřazení byla naopak přítomnost všech vrozených a/nebo získaných neuromuskulárních či ortopedických poruch, které by závažným způsobem narušovali pohyb a/nebo rovnováhu a také akutní poranění v oblasti pánve a/nebo DKK či bolest při stoji, popř. chůzi. Nikdo z probandů navíc netrpěl obezitou ( $BMI < 30$ ) ani žádnou ze závažných deformit nohou (mimo diagnózu FFP) a dle 95% konfidenčního intervalu normativních hodnot Rinkel et al. (2017) neměl porušenu taktilní citlivost plosek nohou. Ta byla vyšetřována „3–2–1“ protokolem (Strzalkowski, Triano, Lam, Templeton, & Bent, 2015) s využitím 6dílné sady kalibrovaných monofilament Baseline pro vyšetření nohy (Fabrication Enterprises Inc., Elmsford, NY, USA). Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 6) a všichni účastníci podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu (Příloha 7). Studie byla zařazena do registru „ClinicalTrials.gov“ (ID: NCT04125407), přičemž původní design tzv. paralelní randomizované kontrolované studie byl později rozšířen do podoby „cross-over“. Toto rozšíření nicméně není součástí práce.

## Postup měření

Probandi nejprve vyplnili „Dotazník míry omezení vykonávaných aktivit v důsledku plochonoží“ (Příloha 8) vytvořený dle doporučení Stratford, Gill, Westaway a Binkley (1995). Následně jim byla odebrána anamnéza se zaměřením na prodělané operační výkony a poranění a byli vyšetřeni na míru případné generalizované hypermobility dle Beighton, Solomon a Soskolne (1973). Současně byly změřeny základní antropometrické charakteristiky a byla zjištěna dominance DKK dle van Melick et al. (2017). V další fázi výzkumu pak byli všichni účastníci ještě vyšetřeni technikem externí firmy vyrábějící senzomotorické stélky, který současně provedl 2D sken nohou s vyznačením tří základních linií – hlaviček metatarzů, sustentaculum tali a trochlea peronealis. Na základě tohoto vyšetření pak byli probandi rozděleni do dvou skupin (I., resp. II. typ) a každé z nich byly technikem navrženy – s využitím konfigurátoru Sensofeet (ING corporation, Frýdlant nad Ostravicí, Česká republika) – „měkké“ individualizované senzomotorické stélky Sensofeet ActivFIT (ING corporation, Frýdlant nad Ostravicí, Česká republika) s tvrdostí A Shore 45.

Individualizace stélek z knihovny konfigurátoru probíhala úpravou výšky jednotlivých pelot v závislosti na vyšetření technika, oba typy stélek nicméně obsahovaly stejné konstrukční prvky, tj. CM<sup>27</sup>, CL<sup>28</sup> a mediálně zvýšenou retrokapitální<sup>29</sup> (ekvivalent RM) i prstovou pelotu (Obrázek 10b). Stélky I. skupiny probandů (I. typ) pak z důvodu jejich chůze přes tzv. šikmou metatarzofalangeální osu nohy (viz kapitola 5.3.1) navíc doplňoval ještě laterální klínek v oblasti předonoží (Obrázek 10a) působící naopak relativní laterální zvýšení jak retrokapitální (ekvivalent RL), tak i prstové peloty (Golová, osobní sdělení). Dle Bc. Golové byla dále u I. typu stélek (v porovnání II. typem) obecně mírně snížena CM pelota, rozdíl absolutní výšky všech typů pelot však mezi probandy nepřekročil 5 mm. U obou typů stélek byla současně CM pelota vždy vyšší než pelota CL, podrobnější informace (např. o průměrné výšce pelot) ale výrobce odmítl s odvoláním na ochranu výrobního „know-how“ poskytnout.

---

<sup>27</sup> Vrchol v oblasti sustentaculum tali.

<sup>28</sup> Vrchol v oblasti trochlea peronealis.

<sup>29</sup> Umístěna těsně před linií hlaviček metatarzů.



**Obrázek 10.** Univerzální testovací obuv s I. (a) a II. (b) typem individualizovaných senzomotorických stélek (archiv autora).

Pro potřeby paralelního typu studie byli účastníci rozděleni metodou stratifikace do experimentální a kontrolní skupiny (Tabulka 5). Samotné měření pak probíhalo na 10metrovém chodníku (se dvěma zabudovanými silovými plošinami Kistler, snímkovací frekvence 2000 Hz), okolo kterého bylo rozmístěno 8 kamer systému Vicon Vantage V5 (snímkovací frekvence 200 Hz). Pasivní reflexní markery byly opět umístěny vždy stejným výzkumníkem dle 6DoF CAST modelu pro pánev a DKK<sup>30</sup> a nebyly (mimo ty určené pouze pro statickou kalibraci modelu) probandům po celou dobu měření z těla odstraňovány. Stejně tak sEMG senzory Trigno<sup>TM</sup> (Delsys Inc., Natick, MA, USA) byly – s využitím originálních oboustranných adhezivních pásek – na tělo probandů umístěny vždy stejným výzkumníkem a dle obecně platných doporučení SENIAM (odstranění případného ochlupení, odmaštění alkoholovým ubrouskem). Senzory (snímkovací frekvence 2000 Hz) pro mTA tak byly bilaterálně lokalizovány přibližně do  $\frac{1}{3}$  vzdálenosti vrcholu fibuly a mediálního kotníku, pro mPL do  $\frac{1}{4}$  vzdálenosti vrcholu fibuly a laterálního kotníku a pro mGAM na nejvíce prominující místa svalových bříšek (“SENIAM,” n.d.). Testovací protokol zahrnoval několik pokusů jak pro familiarizaci (5 min chůze pro každou testovací podmínku), tak pro samotné měření. Jako první byla přitom vždy zaznamenána situace pouze s originální BS, teprve pak následovala (v případě experimentální skupiny) chůze se senzomotorickými stélkami. Z hygienických důvodů měly účastníci výzkumu na nohou vlastní tenké ponožky, které byly v případě potřeby ohrnuty tak, aby nezakrývaly kotníky a současně probandy nijak neomezovaly.

---

<sup>30</sup> Včetně multisegmentálního modelu nohy dělicího tento segment na oblast předonoží a zadonoží.

**Tabulka 5.** Průměrné charakteristiky experimentální a kontrolní skupiny a jejich podskupin dle typu senzomotorických stélek.

	EXPERIMENTÁLNÍ			KONTROLNÍ		
	I. typ	II. typ	celkem	I. typ	II. typ	celkem
<b>věk</b>	27,3 ± 9,1	29,5 ± 13,6	<b>28,4 ± 11,7</b>	34,3 ± 14,9	30,0 ± 8,7	<b>32,1 ± 12,4</b>
<b>BMI</b>	22,0 ± 2,8	25,3 ± 2,6	<b>23,7 ± 3,1</b>	24,8 ± 2,7	23,0 ± 2,0	<b>23,9 ± 2,5</b>
<b>dotazník</b>	6,6 ± 2,8	6,9 ± 2,0	<b>6,7 ± 2,4</b>	7,4 ± 1,3	5,6 ± 2,6	<b>6,5 ± 2,2</b>
<b>FPI6</b>	8,0 ± 4,0	10,8 ± 4,4	<b>9,4 ± 4,4</b>	8,5 ± 4,3	10,0 ± 3,0	<b>9,3 ± 3,8</b>
<b>B.-H.</b>	3,5 ± 3,6	3,8 ± 2,6	<b>3,6 ± 3,1</b>	4,5 ± 1,7	2,5 ± 2,1	<b>3,5 ± 2,1</b>
<b>O/Z</b>	0,3 ± 0,4	0,8 ± 0,4	<b>0,5 ± 0,5</b>	0,3 ± 0,4	0,3 ± 0,4	<b>0,3 ± 0,4</b>
<b>M / Ž</b>	1 / 3	1 / 3	<b>2 / 6</b>	0 / 4	2 / 2	<b>2 / 6</b>

*BMI – Body mass index; FPI6 – 6položkový Index postury nohy; B.-H. – skóre dle Beighton a Horan; O/Z – počet operací a/nebo zranění v minulosti; M / Ž – počet mužů a žen.*

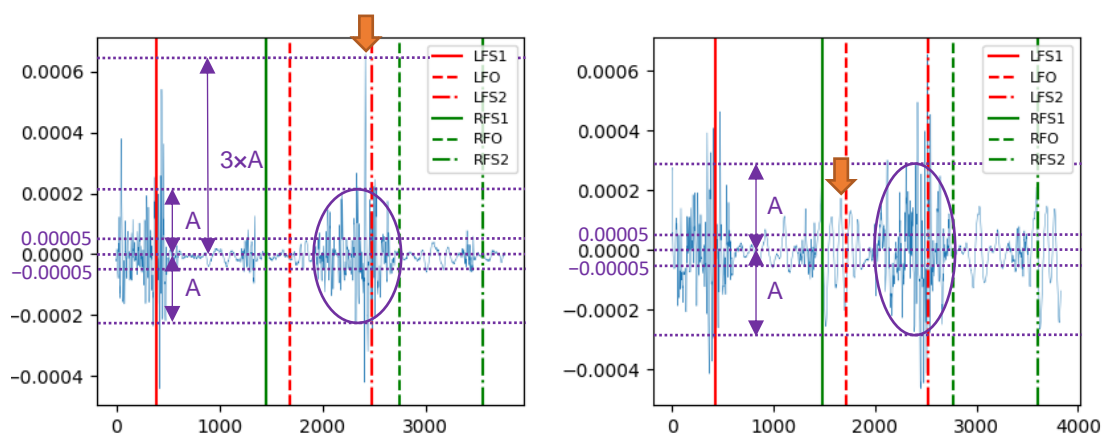
Po tomto vstupním měření byla kontrolní skupina po dobu 12 týdnů bez jakékoliv ortotické intervence, zatímco experimentální skupina byla naopak instruována k maximálnímu možnému nošení stélek s postupnou progresí 1–2 hod./den (Landorf et al., 2020). Po uplynutí stanoveného období pak proběhlo výstupní měření. To mělo stejný průběh jako měření úvodní s tím rozdílem, že záznamu chůze s původní BS u experimentální skupiny předcházela chůze se senzomotorickými stélkami. Všichni účastníci také na 11bodové škále „Global rating of change“ (Příloha 9) sestavené dle doporučení Kamper, Maher a Mackay (2009) ohodnotili celkovou změnu svého zdravotního stavu. Žádný z participantů výzkum předčasně neopustil a celý výzkumný soubor tak absolvoval všechna měření.

### Zpracování a analýza dat

Kinematická data byla zpracována v programech Vicon Nexus 2.8.0 (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie) a Visual3D V6 (C-motion Inc., Germantown, MD, USA). Stojná fáze GC byla označena automaticky na základě signálu ze silových plošin (prahová hodnota nastavena na 25 N) a křivky normalizovány na 100 procentních bodů. Protože záznamy všech probandů neobsahovaly stejné množství pokusů, bylo pro statistické zpracování použito vždy prvních 8, které v rámci záznamu stojné fáze GC obsahovaly kompletní data bez mezer v trajektorii markerů. Sledovanými parametry byly pohyby předonoží vůči zadonoží v transverzální rovině (abdukce/addukce), zadonoží vůči

segmentu bérce ve frontální rovině (pronace/supinace), bérce vůči segmentu stehna v sagitální rovině (flexe/extenze) a stehna vůči pánvi v transverzální rovině (vnitřní/zevní rotace).

Signál sEMG byl vždy nejprve vizuálně zkontrolován na nepřítomnost abnormálních amplitud signálu z důvodu „crosstalk“ a/nebo významných pohybových artefaktů (Obrázek 11). V případě splnění těchto požadavků na kvalitu byl ze signálu odstraněn tzv. offset a byl na něj aplikován digitální Butterworth filtr 4. řádu frekvencí vyšších než 150 Hz. Takto upravený signál byl následně normalizován vůči maximální hodnotě upraveného signálu 5 analyzovaných pokusů dané testované situace (v případě jednoho probanda bylo možné k analýze mTA nedominantní DK použít pouze 2 pokusy). Samotná analýza amplitudy signálu svalů mTA, mPL a mGAM v rámci celé stojné GC pak byla provedena metodou RMS. Sledovaným parametrem byla celková aktivita uvedených svalů po celou dobu stojné fáze GC, pokusy pro kinematickou a EMG analýzu nebylo možné „spárovat“.



**Obrázek 11.** Příklad vizuálního hodnocení surového elektromyografického signálu musculus gastrocnemius medialis dominantní (pravé) dolní končetiny jednoho z probandů v rámci stojné fáze chůzového cyklu, tj. mezi prvním zaznamenaným dopadem pravé nohy (RFS1) a jejím odlepením od podložky (RFO). Oranžové šipky ukazují abnormální vrchol signálu (vlevo) přesahující zvolenou hranici trojnásobku amplitudy ( $3 \times A$ ) hlavní části signálu označenou orientačně pomocí elipsy, resp. nadměrné pohybové artefakty s amplitudou větší než 0,00005 mV (vpravo). LFS1 – první zaznamenaný dopad levé nohy; LFO – odlepení levé nohy od podložky; LFS2 – druhý zaznamenaný dopad levé nohy; RFS2 – druhý zaznamenaný dopad pravé nohy (archiv autora).



Statistické vyhodnocení kinematických dat probíhalo v programu Python 3.8 metodou statistického parametrického mapování (SPM) s využitím knihovny spm1d, verze 0.4.3 (<http://www.spm1d.org/>). Z důvodu normálního rozložení dat ověřeného pomocí D’Agostino–Pearson K2 testu byla k analýze využita SPM verze třífaktorového testu ANOVA pro opakovaná měření, kdy jako „within-subject“ faktory byly označeny „čas“ (vstupní a výstupní měření) a „stranovost“ (dominantní/pravá a nedominantní/levá DK), zatímco faktor „skupiny“ (experimentální a kontrolní) byl dle doporučení (Laerd Statistics, n.d.) považován za tzv. „between-subject“ faktor. Za klinicky potenciálně relevantní byly přitom stejně jako v případě článku Klein, Chapman, Laštovička, Janura a Richards (2022) považovány pouze signifikantní rozdíly trvající souvisle po alespoň 5 % stejné fáze GC zjištěné vizuální analýzou grafických výstupů této metody.

Celková aktivita svalů byla vyhodnocena v programu SPSS 28.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Normalita dat byla potvrzena pomocí Shapirova–Wilkova testu, následně bylo proto využito třífaktorového testu ANOVA pro opakovaná měření s faktory definovanými stejně jako v případě kinematiky. Z důvodu velkého množství chybějících dat (Tabulka 6) nebylo nicméně takto možno vyhodnotit parametr celkové aktivity svalu mPL, ani mGAM. V případě druhého jmenovaného svalu tak byla následně provedena analýza dat alespoň pro nedominantní/levou DK, a to pomocí dvoufaktorového testu ANOVA pro opakovaná měření, kdy tentokrát byl jako „within-subject“ faktor označen pouze „čas“, zatímco faktor „skupiny“ byl opět považován za tzv. „between-subject“ faktor. Post-hoc test tentokrát nebylo kvůli přítomnosti pouze dvou úrovní jednotlivých faktorů možné/nutné použít.

**Tabulka 6.** Počet probandů experimentální a kontrolní skupiny s kompletními elektromyografickými daty pro dominantní (pravou), resp. nedominantní (levou) dolní končetinu

	DOMINANTNÍ		NEDOMINANTNÍ	
	experimentální	kontrolní	experimentální	kontrolní
<b>mTA</b>	8	8	8	7
<b>mPL</b>	5	5	6	3
<b>mGAM</b>	7	4	7	6

*mTA* – *musculus tibialis anterior*; *mPL* – *musculus peroneus longus*; *mGAM* – *musculus gastrocnemius medialis*.

Celková subjektivní změna zdravotního stavu byla z důvodu nenormálního rozložení dat zjištěného opět pomocí Shapirova–Wilkova testu vyhodnocena s využitím Mann–Whitney U testu pro dva nezávislé vzorky, tj. pro experimentální a kontrolní skupinu.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky studie č. 1

Faktor testované situace má statisticky významný vliv se silným efektem na první ( $F(4) = 26,944$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,729$ ) i druhé ( $F(4) = 17,489$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,636$ ) minimum, resp. první ( $F(4) = 21,281$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,680$ ) i druhé ( $F(4) = 6,384$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,390$ ) maximum FPA. Naopak pro parametr maxima antevertze pánve ve stejné fázi GC a stejně tak obecně pro faktor stranovosti i kombinaci obou faktorů statisticky významné rozdíly nalezeny nebyly ( $p > 0,05$ ).

Výsledky post-hoc párového srovnání chůze s BS bez pelot a s jednotlivými pelotami pro FPA ukazuje tabulka 7. Obecně lze říct, že retrokapitální peloty působí u našeho výzkumného souboru zvětšování FPA (rotují špičky nohou zevně), přes jejich rozdílnou inklinaci však nepozorujeme rozdíl v jejich účinku ( $p > 0,999$ ). CM pelota naopak FPA obecně zmenšuje (rotuje špičky nohou dovnitř), zatímco CL pelota nepůsobí žádné signifikantní rozdíly v progresi nohou v porovnání se samotnou BS.

**Tabulka 7.** Rozdíly průměrů úhlů progresu ( $^\circ$ ) obou nohou při aplikaci základní stélky a stélkou s jednotlivými pelotami ve stejné fázi chůzového cyklu. Kladná hodnota značí zvětšení úhlu progresu (zevní rotaci špiček) nohou, záporná hodnota naopak jeho snížení (vnitřní rotaci špiček nohou), tučně jsou zvýrazněny statisticky významné ( $p \leq 0,05$ ) hodnoty (upraveno dle Laštovička, Klein, & Janura, 2018).

	RM		RL		CM		CL	
	MD $\pm$ SD	p	MD $\pm$ SD	p	MD $\pm$ SD	p	MD $\pm$ SD	p
<b>0–2 %</b> <b>(1. minimum)</b>	1,4 $\pm$ 0,3	<b>0,011</b>	1,6 $\pm$ 0,3	<b>0,007</b>	-1,2 $\pm$ 0,2	<b>0,006</b>	-0,2 $\pm$ 0,2	> 0,999
<b>2–12 %</b> <b>(1. maximum)</b>	1,1 $\pm$ 0,3	0,054	1,4 $\pm$ 0,3	<b>0,017</b>	-0,9 $\pm$ 0,2	<b>0,008</b>	0,2 $\pm$ 0,2	> 0,999
<b>12–50 %</b> <b>(2. minimum)</b>	0,9 $\pm$ 0,3	0,171	1,2 $\pm$ 0,3	<b>0,029</b>	-1,1 $\pm$ 0,3	<b>0,027</b>	0,1 $\pm$ 0,2	> 0,999
<b>50–62 %</b> <b>(2. maximum)</b>	1,0 $\pm$ 0,5	0,549	1,1 $\pm$ 0,4	0,123	-0,8 $\pm$ 0,4	0,996	-0,1 $\pm$ 0,5	> 0,999

RM – rozdíl mezi základní stélkou a retrokapitální mediální pelotou; RL – rozdíl mezi základní stélkou a retrokapitální laterální pelotou; CM – rozdíl mezi základní stélkou a kalkaneální mediální pelotou; CL – rozdíl mezi základní stélkou a kalkaneální laterální pelotou; MD – rozdíl průměrných hodnot; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti

### 5.2 Výsledky studie č. 2

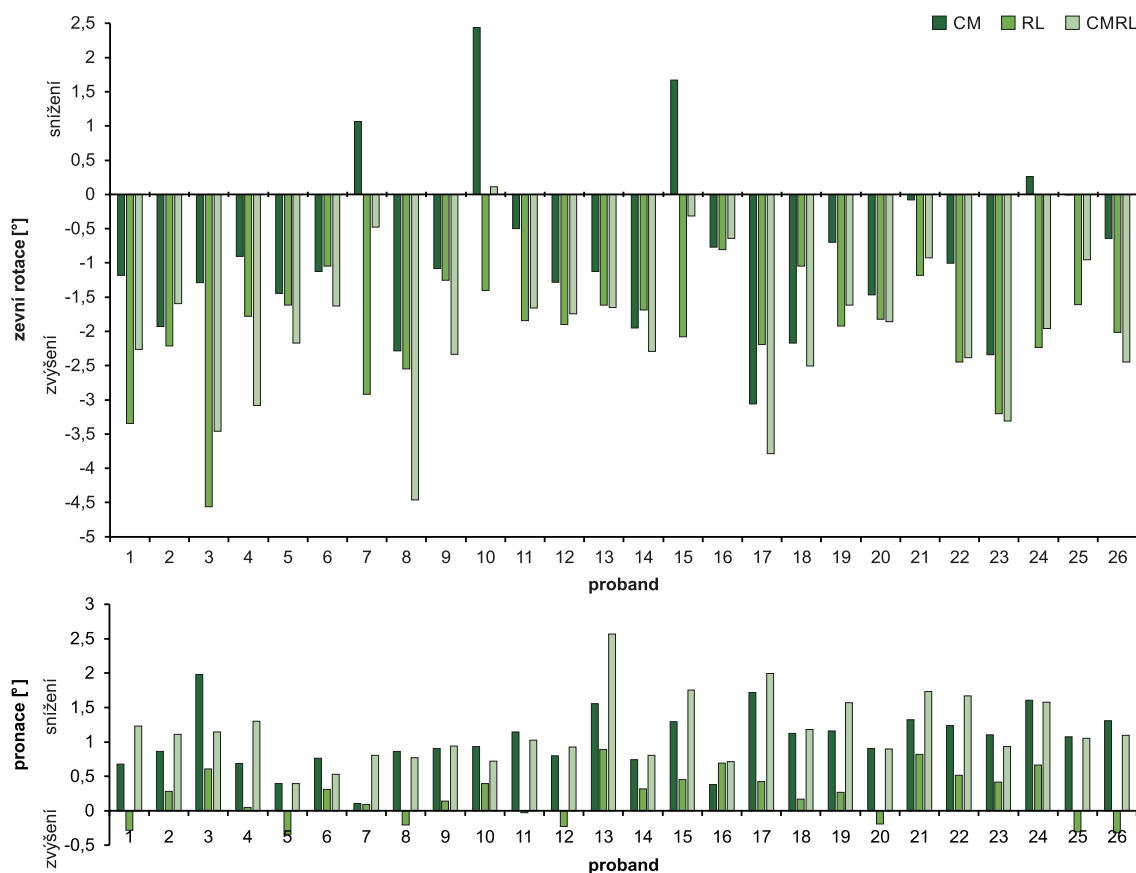
Parametr kadence chůze nevykazoval obecně žádnou statisticky významnou změnu. Naopak pro faktor testované situace byly nalezeny signifikantní rozdíly se silným efektem jak pro parametr délky kroku ( $F(3) = 20,077$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,445$ ), tak i všechny sledované pohyby nohy, tj. maxima zevní rotace ( $F(1,926) = 41,625$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,625$ ), pronace ( $F(3) = 99,399$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,799$ ) i DFL ( $F(1,863) = 28,799$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,535$ ). Faktor stranovosti byl pak statisticky významný pouze v případě 1. maxima addukce KYK ( $F(1) = 8,286$ ,  $p = 0,008$ ,  $\eta_p^2 = 0,249$ ). Pro kombinaci obou faktorů nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ).

Výsledky post-hoc párového srovnání průměrných hodnot obou DKK mezi chůzí bez pelot a s jednotlivými pelotami ukazuje tabulka 8. Ačkoli se přitom účinek jednotlivých typů stélek mezi probandy liší (Obrázek 12), lze pozorovat určité tendence.

**Tabulka 8.** Průměrné rozdíly sledovaných parametrů získané na základě dat z obou dolních končetin. Úhlové parametry odpovídají stejné fázi chůzového cyklu, pozitivní hodnoty značí pokles daného parametru, tučně jsou zvýrazněny statisticky významné ( $p \leq 0,05$ ) hodnoty (upraveno dle Laštovička, Klein, Abrantes, & Janura, 2020).

	CM		RL		CMRL	
	MD $\pm$ SD	p	MD $\pm$ SD	p	MD $\pm$ SD	p
<b>délka dvojkroku (cm)</b>	-2,7 $\pm$ 0,6	<b>&lt; 0,001</b>	-0,2 $\pm$ 0,5	> 0,999	-2,9 $\pm$ 0,6	<b>&lt; 0,001</b>
<b>Vfoot_Z_max (°)</b>	-0,9 $\pm$ 0,2	<b>0,008</b>	-2,0 $\pm$ 0,2	<b>&lt; 0,001</b>	-2,0 $\pm$ 0,2	<b>&lt; 0,001</b>
<b>Vfoot_Y_max (°)</b>	1,0 $\pm$ 0,1	<b>&lt; 0,001</b>	0,2 $\pm$ 0,1	<b>0,04</b>	1,2 $\pm$ 0,1	<b>&lt; 0,001</b>
<b>Vfoot_X_max (°)</b>	-1,0 $\pm$ 0,2	<b>&lt; 0,001</b>	-0,1 $\pm$ 0,2	> 0,999	-0,8 $\pm$ 0,2	<b>0,001</b>

CM – rozdíl mezi základní stélkou a kalkaneální mediální pelotou; RL – rozdíl mezi základní stélkou a retrokapitální laterální pelotou; CMRL – rozdíl mezi základní stélkou a kombinací kalkaneální mediální a retrokapitální laterální peloty; Vfoot\_Z\_max – 1. maximum zevní rotace nohy; Vfoot\_Y\_max – 1. maximum pronace nohy; Vfoot\_X\_max – 1. maximum dorzální flexe nohy; MD – rozdíl průměrných hodnot; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti



**Obrázek 12.** Interindividuální variace rozdílů maximální zevní rotace (nahore) a pronace (dole) mezi základní stélkou a základní stélkou se třemi ortotickými podmínkami během stejné fáze chůzového cyklu (výsledky 26 probandů). Data byla zprůměrována z obou dolních končetin. CM – rozdíl mezi základní stélkou a kalkaneální mediální pelotou, RL – rozdíl mezi základní stélkou a retrokapitální laterální pelotou, CMRL – rozdíl mezi základní stélkou a kombinací kalkaneální mediální a retrokapitální laterální peloty (upraveno dle Laštovička, Klein, Abrantes, & Janura, 2020).

### 5.3 Výsledky studie č. 3

Žádný ze zástupců experimentální skupiny v průběhu intervence nepopisoval jakékoliv závažné omezení vyplývající z aplikace senzomotorických stélek, jeden jako doplněk využíval prefabrikovanou stélku zakomponovanou pevně do pracovní obuvi. Průměrná reportovaná doba nošení stélek dosahovala  $3,4 \pm 2,2$  hod./den, přičemž zahrnovala všechny činnosti včetně prostého sedu.

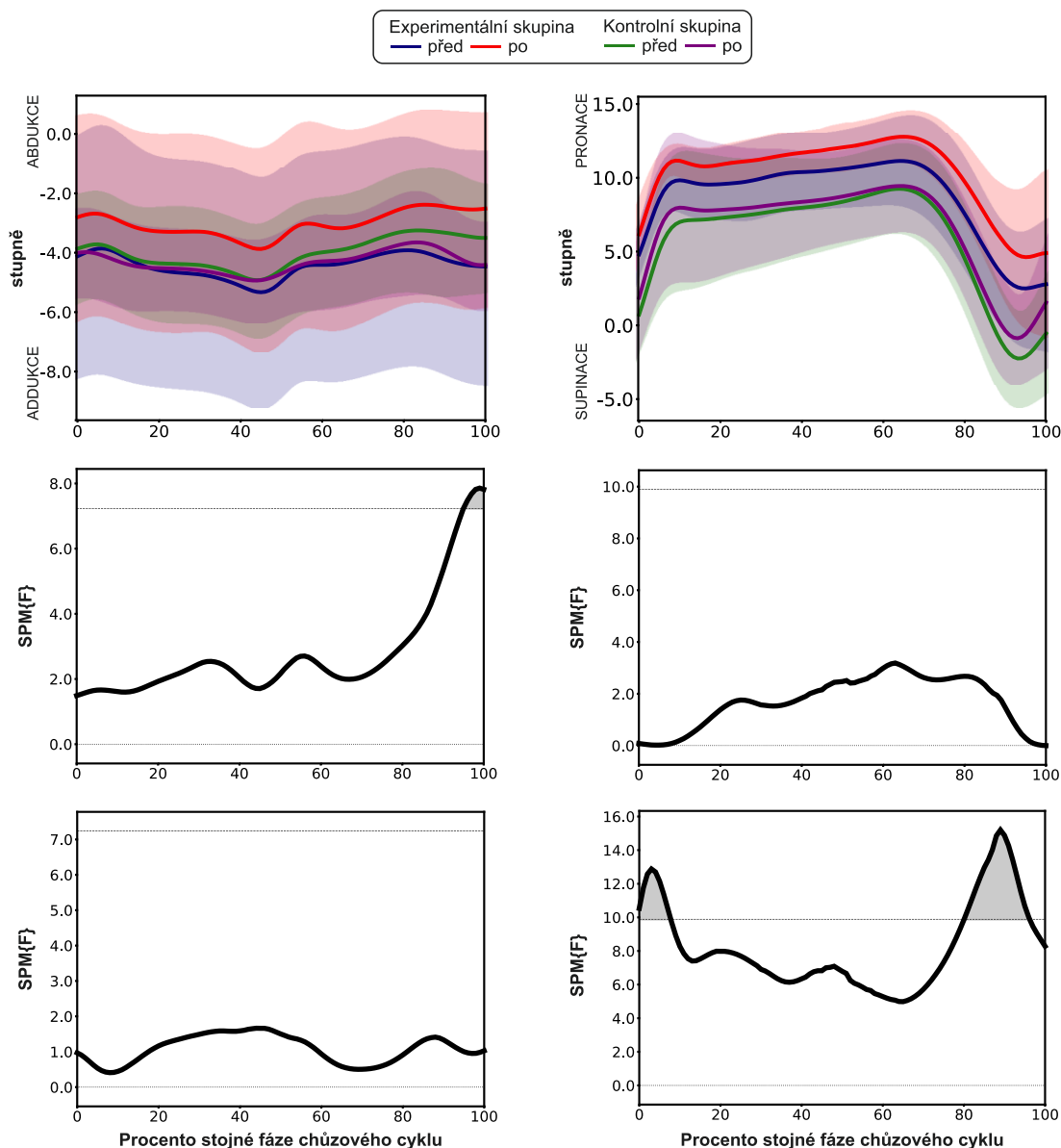
Při hodnocení sledovaných kinematických parametrů nebyly pro kombinaci všech tří faktorů stejně jako pro kombinaci faktorů „skupiny“ a „stranovosti“, resp. „času“

## Výsledky

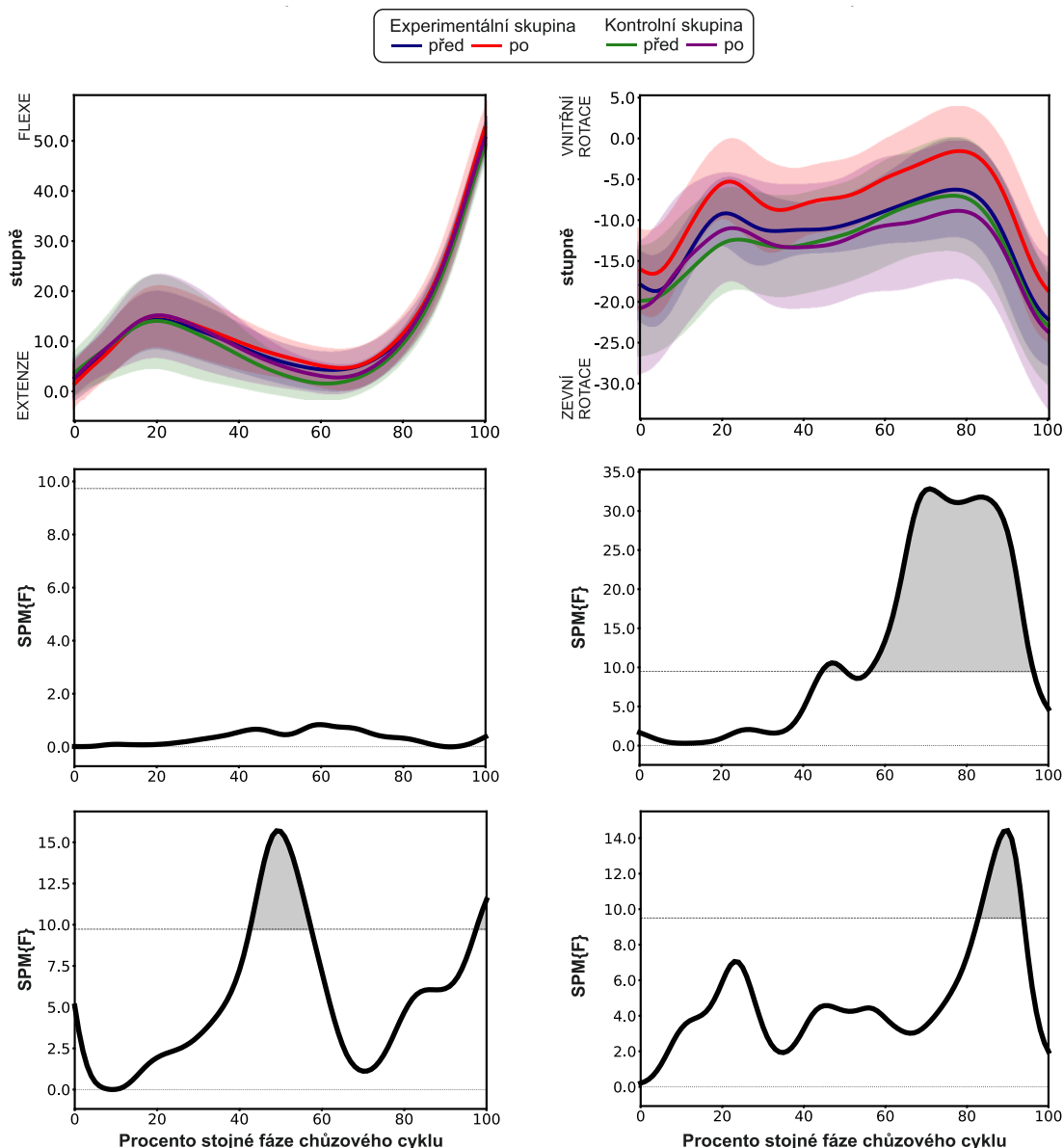
---

a „stranovosti“ nalezeny žádné statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ) trvající souvisle po alespoň 5 % stejné fáze GC. Naopak pro klinicky nejdůležitější kombinaci faktorů „skupiny“ a „času“ byly nalezeny signifikantní rozdíly jak pro parametr pohybu předonoží vůči zadonoží v transverzální rovině, tak pohybu stehna vůči pánvi v transverzální rovině (Obrázek 13 a 14). V rámci individuálních faktorů pak byly statisticky významné rozdíly pozorovány pouze u faktoru „času“, a to ve všech sledovaných parametrech s výjimkou pohybu předonoží vůči zadonoží v transverzální rovině (Obrázek 13 a 14).

Pro parametry celkové aktivity mTA ani mGAM nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ), naopak celková subjektivní změna zdravotního stavu byla u experimentální skupiny (medián = 1,5) v porovnání s kontrolní skupinou (medián = 0,0) signifikantně větší ( $U = 57$ ;  $n_1 = n_2 = 8$ ;  $p = 0,007$ ).



**Obrázek 13.** Výsledky analýzy pohybů předonoží vůči zadonoží v transverzální rovině (levý sloupec) a zadonoží vůči segmentu bérce ve frontální rovině (pravý sloupec) v průběhu stejné fáze chůzového cyklu. Presentovány jsou jak průměrné kinematické křivky (barevné plné čáry), resp. jejich směrodatné odchylky (odstíny daných barev) „před“ a „po“ 12týdenní intervenci senzomotorickými stélkami u pacientů s flexibilním funkčním plochonožím (horní řádek), tak výsledky statistického parametrického mapování (SPM) pro interakci faktorů „skupiny“ a „času“ (prostřední řádek), resp. samostatný faktor „času“ (dolní řádek). Hodnoty SPM{F} odpovídají výsledkům testového kritéria, nenulová horizontální linie kritické hodnotě testu a šedé plochy signifikantním výsledkům ( $p \leq 0,05$ ).



**Obrázek 14.** Výsledky analýzy pohybů bérce vůči segmentu stehna v sagitální rovině (levý sloupec) a stehna vůči pánvi v transverzální rovině (pravý sloupec) v průběhu stejné fáze chůzového cyklu. Prezentovány jsou jak průměrné kinematické křivky (barevné plné čáry), resp. jejich směrodatné odchylky (odstíny daných barev) „před“ a „po“ 12týdenní intervenci senzomotorickými stélkami u pacientů s flexibilním funkčním plochonožím (horní řádek), tak výsledky statistického parametrického mapování (SPM) pro interakci faktorů „skupiny“ a „času“ (prostřední řádek), resp. samostatný faktor „času“ (dolní řádek). Hodnoty SPM{F} odpovídají výsledkům testového kritéria, nenulová horizontální linie kritické hodnotě testu a šedé plochy signifikantním výsledkům ( $p \leq 0,05$ ).



## 6 DISKUSE A LIMITY STUDIÍ

### 6.1 Diskuse ke studiím č. 1 a 2

Jedním z popisovaných kinematických účinků pelot senzomotorických stélek na GC je změna rotace nohy a celé DK, kdy je popisován např. vnitřně rotační vliv RM peloty a blíže nespecifikovaný rotační vliv CL peloty (Fischer, 2008). Naše pilotní studie však tyto účinky nepotvrdila. Naopak obě retrokapitální peloty působily spíše zvětšování úhlu progresu (rotovaly špičky nohou zevně), přes jejich rozdílný sklon jsme ale nepozorovali signifikantní rozdíl v jejich efektu. Naopak CM pelota úhel obecně spíše zmenšovala (rotovala špičky nohou vnitřně), CL pelota pak při porovnání se základní stélkou žádné signifikantní rozdíly nevykazovala. Protože ale maximální průměrná změna úhlu progresu dosáhla v naší studii pouhých 1,6°, považujeme potenciální klinický význam těchto statisticky významných změn za nejasný. Podobně malé změny ale pozorovali při použití různých ortotických prvků také Franz et al. (2008), Hinman, Bowles, Metcalf, Wrigley a Bennell (2012), Nakajima et al. (2009) či Pascual Huerta et al. (2009).

Na rozdíl od první studie je v rámci léčby běžně využíváno aplikace více ortotických prvků dohromady. Je proto nezbytné porozumět jak jejich individuálnímu vlivu, tak také způsobu, jakým přispívají ke konečnému efektu „komplexních“ stélek. Ze studie Koshino et al. (2017) dále vyplývá, že u zdravých dospělých osob existuje při chůzi silný vztah mezi abdukci/addukci kyčelního kloubu a pohybu zadonoží ve frontální i transverzální rovině. Naše druhá studie nicméně tento předpoklad neprokázala a největšího efektu tak bylo dosaženo v rámci změny relativní rotace nohy vůči bérce (absolutní úhly nebyly tentokrát hodnoceny). Přestože byl přitom s ohledem na výsledky pilotní studie očekávaný opačný efekt CM a RL peloty, vedly všechny tři testované situace (tj. včetně kombinace obou pelot) shodně ke zvýšení zevní rotace nohy.

Dle Kirby (2010e) existuje v oblasti DKK celá řada důvodů, které mohou potenciálně vést k chůzi se zevně rotovanými špičkami – mimo jiné maximálně pronovaný subtalární a/nebo transverzotarzální kloub. Aspekční vyšetření přítomnost tohoto typu deformit u našich probandů neodhalilo, protože ale laterální klínek v oblasti předonoží obecně zvyšuje pronační moment síly (Kirby, 2002c), může být pozorovaná větší zevní rotace nohy důsledkem podobně tvarované RL peloty. V takovém případě by ale bylo rozumné předpokládat také zvýšení míry pronace celé nohy. Naopak pouze minimální průměrná změna pohybu nohy ve frontální rovině

( $0,2^\circ \pm 0,1^\circ$ ) tak může být vysvětlena interindividuálními rozdíly popisovanými v literatuře (Kirby, 2002b) a pozorovanými v rámci našeho výzkumu (Obrázek 12). Že je zevní rotace nohy v případě samostatného využití RL peloty u našeho výzkumného souboru spojená pouze s výraznější pronací v tranverzotarzálním kloubu pak naznačuje i analýza výsledků s využitím dvousegmentálního modelu nohy. Ta totiž ukázala signifikantní zvýšení pronace předonoží vůči zadonoží přibližně mezi 60–75 % stejné fáze GC a naopak snížení pronace zadonoží vůči segmentu bérce na začátku i konci stejné fáze GC (Klein et al., 2021).

Analogicky k RL pelotě, byl u CM peloty (díky jejímu umístění mediálně od osy STJ) předpokládán opačný efekt, tj. snížení relativní zevní rotace nohy. Jak již bylo ale uvedeno, výsledky ukázaly její zvýšení. Možným vysvětlením je, že u většiny našich probandů by při nezměněné rotaci působila asi 2 cm vysoká CM pelota nadměrnou supinací nohy, která by následně zabraňovala adekvátnímu kontaktu hlavičky prvního metatarzu s podložkou. Větší zevní rotace tak mohla být kompenzací, která vedla k nárůstu pronačního momentu nohy (Kirby, 2001) umožňujícího plné zatížení prvního metatarzu, jak naznačuje i později zjištěná zvýšená pronace předonoží vůči zadonoží po celou dobu stejné fáze (Klein et al., 2021). Důvod proč stejný mechanismus nebyl pozorován i v pilotní studii lze pak pravděpodobně hledat jak v rozdílném kinematickém modelu, tak v samotné pozici CM peloty. Výsledky totiž naznačují, že ve druhé studii mohl být vrchol tohoto ortotického prvku umístěn více před sustentaculum tali a výraznější supinační moment tak mohl být důsledkem větší stimulace úponů mTP, tedy „vnitřního“ původu. Jednalo by se přitom o podobný princip nebolestivé tlakové stimulace popisované Ludwig et al. (2016) v případě CL peloty a mPL. Protože ale velká část našich probandů reportovala poměrně nepříjemný vjem v místě peloty, lze v tomto směru uvažovat také o prosté reakci svalů DK (včetně např. mTA) na tento podnět. V takovém případě bychom ale očekávali výraznější „supinovaný stereotyp chůze“ jako je tomu např. u pacientů s bolestí na plantární straně paty (Kirby, 2009a). Fischer (2008) naopak popisuje obecný princip fungování senzomotorických stélek jako přímý důsledek přiblížení začátku a úponu svalu v důsledku aplikace peloty. To dle něj vede nejprve k relaxaci daného svalu a až následně k reflexnímu zvýšení jeho aktivity, zatímco při oddálení úponů je tomu naopak a výsledkem je tak svalová relaxace. Zda došlo vlivem použité CM peloty spíše k izolované stimulaci mTP („stimulační“ efekt) či se jednalo o efekt „nociceptivní“, popř. primárně „mechanický“ nelze nicméně rozhodnout bez analýzy aktivity uvedených svalů. Potenciální význam pro klinickou praxi je ale evidentní – řada autorů totiž uvádí jako jednu z obecných příčin plochonoží právě insuficienci mTP (viz např. Kapandji, 1987; M. S. Lee et al., 2005; Pinney & Lin, 2006). Dle

Toullec (2015) naopak může plochonoží za určitých okolností dysfunkci jeho šlachy samo způsobovat. S ohledem na „Model namáhání tkání“ (McPoil & Hunt, 1995) je tak dle našeho názoru třeba rozhodnout, zda je nutné sval (v tomto případě mTP) u daného pacienta spíše stimulovat k vyšší aktivitě, anebo naopak nároky na něj nejprve snížit a umožnit tak jeho zhojení.

Mimo efekt individuálních pelot by sledován také účinek jejich kombinace (CMRL). Výraznější redukce pronace nohy v porovnání se samostatnou CM pelotou je v literatuře vysvětlována „proprioceptivním mechanismem“ (Kirby, 2002b). Dle autora totiž přidání RL peloty umožňuje laterální části předonoží některých jedinců stát se více nosnou strukturou a umožnit tak „aktivnější“ iniciaci propulze bez současné supinační instability v STJ. Námi nepozorovaný rozdíl v míře zvýšení zevní rotace nohy při porovnání podmínek s RL a CMRL by pak mohl naznačovat dominantní vliv RL peloty, která navíc při větší zevní rotaci nohy umožňuje – vzhledem ke svému sklonu (Příloha 10) – snadnější pohyb vpřed.

Při porovnání našich výsledků s ostatními studii, pozorovali např. Telfer et al. při využití mediálního klínku se sklonem  $10^\circ$  mírně větší (průměrně o  $1,3^\circ$ ) pokles v maximální pronaci zadonoží, přičemž popsali lineární závislost mezi oběma proměnnými (Telfer et al., 2013). To může být překvapivé, neboť medio–laterální sklon CM peloty použité v naší studii byl asi 2,5krát větší. Autoři uvedené studie však na rozdíl od nás využívali tříčtvrteční semirigidní stélky individualizované na základě 3D skenu nohou probandů, přičemž větší antero–posteriorní délka i tuhost stélky jsou považovány za jedny z faktorů zvyšujících kontrolu nohy ve frontální rovině (Kirby, 2010a).

Také Nester et al. používali ve svých studiích prodloužené mediální klínky se sklonem  $10^\circ$  (Nester, Hutchins, et al., 2001; Nester et al., 2003). Zjistili přitom signifikantní snížení maximální vnitřní rotace tibie (a tedy maximální zevní rotace nohy vůči bérce) o  $3\text{--}4^\circ$ , avšak doprovázené většími hodnotami směrodatné odchylky. To by mohlo ilustrovat buď výraznou variabilitu mezi jednotlivými subjekty, popř. problémy při využití jednoduššího kinematického modelu, které jsou známy především pro pohyby ve frontální a transverzální rovině (Kadaba et al., 1990). Stejní autoři na rozdíl od nás také nenalezli žádné statisticky významné změny v maximální DFL nohy. Výsledky naší studie tak mohou být způsobeny pozorovaným mírným nárůstem délky dvojkroku a/nebo již zmíněnou pozicí a „biplanárním dvouklínovým“ tvarem CM peloty se sklonem  $28^\circ$  směrem dozadu. To totiž pravděpodobně způsobilo výraznější podporu přední části zadonoží s následným zvýšením momentu jeho DFL (Kirby, 2002d). Pozorovaná výraznější DFL nohy tak může být důsledkem snížené PFL zadonoží v průběhu

stojné fáze GC, kterou prokázala i následná analýza (Klein et al., 2021). Naopak mírně snížená DFL nohy pozorovaná v situaci s přidanou RL pelotou (tj. CMRL) může mít vztah k již zmiňovanému „proprioceptivnímu mechanismu“ s aktivnější a potenciálně i dřívější propulzí.

### 6.2 Diskuse ke studii č. 3

Na rozdíl od ostatních přístupů popisuje koncept senzomotorických stélek potenciálně cílený vliv tohoto typu ortotické intervence na aktivitu konkrétních svalů DKK. Dostatečné experimentální potvrzení těchto předpokladů ale stále chybí, takže se při výrobě tohoto typu stélek vychází spíše z klinických zkušeností jejich autorů, popř. ojedinělých měření v rámci několika publikovaných kazuistik – viz např. Ludwig (2012) a Woltring (2012). Určitou výjimku pak tvoří v tomto směru pouze práce Ludwig et al. (2016) popisující okamžitý vliv izolované aplikace jedné z variant CL peloty (průměrná výška 3 cm) na vznik nového vrcholu aktivity mPL zdravých dospělých probandů ve fázi mezistoje. Naopak vliv komplexních senzomotorických stélek na aktivitu svalů DKK pak zkoumá studie Wegener et al. (2016), kteří ale při intervenci komplexními senzomotorickými stélkami u pacientů s diagnózou Charcot–Marie–Tooth žádné statisticky významné změny po celou dobu stojné fáze GC nepozorovali. Stejně tak se vlivem komplexních stélek zabývá v nedávné době provedený výzkum Schmitt et al. (2022) poskytující ale rozporuplné výsledky týkající se jejich účinku na aktivitu mPL ve fázi mezistoje, hodnocenou pomocí několika parametrů sEMG u vojáků s diagnózou plochonoží při chůzi ve vojenské obuvi. Autoři této studie totiž sice popsali vliv stélek na průměrnou aktivitu mPL, nicméně ve smyslu jejího snížení. To je ale v přímém rozporu s obecně uváděným účinkem CL peloty, kterou jimi použitá stélka zahrnovala – navíc k prakticky stejnému efektu došlo také u skupiny vojáků s „placebo“ stélkou. Aktivita mTA pak zůstala nezměněna, a to pro všechny skupiny včetně té se stélkami určenými k podpoře mediální podélné klenby.

Také naše studie žádné statisticky významné změny v celkové aktivitě analyzovaných svalů nezaznamenala. Důvodem rozdílných výsledků Ludwig et al. (2016) v porovnání s ostatními studii tak může být zejména potenciálně jiný účinek CL pelot na zdravé probandy a pacienty s konkrétní diagnózou, možné snížení/vymizení účinků CL peloty při její implementaci do komplexních stélek a/nebo potenciálně odlišný tvar a výška CL peloty. Tento poslední faktor tak v případě studie Schmitt et al. (2022) mohl ovlivňovat funkci nohy spíše „mechanicky“ – s následným snížením aktivity mPL (viz např. Moisan a Cantin, 2016) – než „stimulačně“. Stejně tak ale mohlo odlišné výsledky napříč studii ovlivňovat rozdílné zpracování a vyhodnocení dat sEMG, dále měření v různých typech obuvi a v našem případě

také hodnocení přetrvávajícího vlivu stélek bezprostředně po jejich odstranění z obuvi. I podle rozsáhlého review Robb, Howe a Perry (2022) nicméně v tuto chvíli nelze jednoznačně identifikovat konkrétní charakteristiky stélek, které by vedly k cílené změně EMG parametrů. Stejní autoři současně na základě svých zjištění navrhuji revizi „neuromotorického paradigmatu“, přičemž zdůrazňují roli kůže (přesněji jejích receptorů) při modulaci svalové aktivity. Připomínají také, že pro působení stélek podle „neuromotorického paradigmatu“ je nutné, aby jejich kontura co nejvíce odpovídala tvaru chodidla a umožnila tak stimulaci mechanoreceptorů i v těch oblastech nohy (např. mediální podélné klenby), které za normálních okolností nejsou v kontaktu s podložkou. Důležitá pak může být v tomto směru také volba materiálu, neboť měkkí materiály (A Shore 11) na rozdíl od těch tvrdších (A Shore 65) taktilní citlivost receptorů plosky nohy zřejmě nezvyšují (Vie et al., 2015). V rámci naší poslední studie byly využity stélky o tvrdosti A Shore 45 a přestože bylo hodnocení změny taktilní citlivosti kožních receptorů v rámci práce zvažováno, omezili jsme se nakonec pouze na zahrnutí neporušené taktilní citlivosti plosek nohou do inkluzivních kritérií. Prostá vizuální analýza výsledků před a po intervenci senzomotorickými stélkami totiž prokázala, že pouze 6dílná sada monofilament není dostatečně senzitivním nástrojem pro zaznamenání případných změn.

Z hlediska sledovaných kinematických parametrů se autorovi nepodařilo dohledat jinou práci, která by podobně jako ta naše hodnotila přetrvávající účinek ortopedických stélek a/nebo jejich individuálních komponent na tyto proměnné. Z již dříve uvedených studií zkoumajících vliv komplexních senzomotorických stélek na parametry chůze se pak analýzou kinematických dat zabývali pouze Mabuchi et al. (2012) a Wegener et al. (2016). První jmenovaná studie tak např. popisuje okamžité snížení vnitřní rotace femuru vůči pánvi ve fázích konečného švihů i počátečního zatěžování, resp. snížení míry vnitřní rotace tibie vůči femuru ve fázích mezistoje a konečného stoje. Autoři ale ve své práci hodnotí vliv stélek na chůzi dětských pacientů s pes equinovarus a abnormálním vtáčením špiček při chůzi a blíže nespecifikují sklon prstové ani retrokapitální peloty (vzhledem k použití podélné peloty pod laterálním okrajem nohy lze ale předpokládat spíše jejich relativní zvýšení laterálně, tedy RL). Mimo to je jimi použitý model PiG známý svými potenciálními problémy právě v transverzální rovině (Kadaba et al., 1990). Protože navíc autoři nehodnotili ani úhel progresu, ani úhly nohy vůči segmentu bérce, je možnost porovnání s našimi studiemi nemožná.

Stejně tak práce Wegener et al. (2016) hodnotící jak okamžitý, tak „postaklimatizační“ (4 týdny) vliv komplexních (CM+CL+RL) senzomotorických stélek na chůzi dospělých pacientů s diagnózou Charcot–Marie–Tooth lze dát do kontextu s našimi studiemi pouze

s obtížemi. Autoři navíc připomínají zvýšené riziko vzniku chyby I. typu u celé řady jejich signifikantních výsledků z důvodu hodnocení pouze 10 (okamžitý vliv), resp. 8 („postaklimatizační“ vliv) probandů. S ohledem na velikost prezentovaných změn proto vyzdvihují zejména zvýšenou pronaci a PFL předonoží vůči zadonoží jako důsledek funkce RL peloty. To ale ne zcela koresponduje s výsledky Klein et al. (2021), kdy byl popsán spíše DFL účinek obou sledovaných (tj. CM a RL) pelot. Určitá „převaha“ CL peloty nad CM pelotou vyplývající pak ze zjištěné zvýšené pronace zadonoží vůči segmentu bérce pak může být způsobena atypickou konstrukcí použitých senzomotorických stélek. Na základě jejího popisu se lze domnívat, že v tomto konkrétním případě byla CL pelota oproti zvyklostem abnormálně zvýšena, čímž byl výrazně potencován její účinek.

Co se týče konkrétních výsledků naší třetí studie, tak pro nejdůležitější kombinaci faktorů „skupiny“ a „času“ byly u našich pacientů nalezeny signifikantní rozdíly pouze pro pohyby v transverzální rovině. Vzhledem k statisticky nevýznamným výsledkům samostatného parametru „skupina“ a současně signifikantním výsledkům samostatného parametru „čas“ pro všechny sledované pohyby (s výjimkou parametru pohybu předonoží vůči zadonoží v transverzální rovině) tedy považujeme potenciální přetrvávající účinek senzomotorických stélek na námi sledované kinematické parametry v tuto chvíli spíše za nepravděpodobný/klinicky nevýznamný. Přesto výsledky této první části intervenční studie ukázaly signifikantní pozitivní změnu celkového zdravotního stavu hodnocenou pomocí 11 bodové škály „Global rating of change“ (Příloha 9) sestavené dle doporučení Kamper, Maher a Mackay (2009). Medián změny u experimentální skupiny přitom činil 1,5 bodu, čímž se blížil hodnotě tzv. minimální klinicky významné změny (MCIC = 2,0) vypočítané ale autory z výsledků studií sledujících pacienty s bolestí dolní části zad. S ohledem na tuto skutečnost a také vzhledem k pochybnosti řady autorů o vhodnosti tohoto typu škály (viz např. Garrison & Cook, 2012; J. S. Schmitt & Abbott, 2014 a další) je ale na místě přistupovat i k těmto výsledkům s obezřetností. Dle Norman, Stratford a Regehr (1997) mají totiž pouze omezenou vypovídající hodnotu, mimo jiné v důsledku jejich poměrně značného ovlivnění aktuálním stavem (relativně vysoká korelace) v porovnání se stavem výchozím (nízká korelace). To je dáno pravděpodobně určitým zkreslením při vybavování si počátečního stavu, které je spojeno s procesem vzpomínání (Ross, 1989). Nedávné review Herchenröder, Wilfling a Steinhäuser (2021) pak také upozorňuje na obecný nedostatek důkazů o účincích ortopedických stélek u dospělých s diagnostikovaným plochonožím. Jedním z mnoha důvodů přitom může být dle autorů fakt, že existuje pravděpodobně pouze jeden materiál – doporučení australských podiatrů

(Banwell, Mackintosh, Thewlis, et al., 2014) – týkající se předepisování stélek těmto pacientům, přičemž indikace stélek podle autorů navíc často pochází od lékařů bez odpovídající odbornosti. Současně autoři upozorňují na časté chybějící informace (popis náboru probandů, tíže symptomů, doba nošení stélek a míra komfortu při jejich aplikaci, ...) a obecně nízkou kvalitu hodnocených studií, kdy identifikovali pouze jednu tzv. randomizovaně kontrolovanou studii. Ta navíc pomocí systému Footscan hodnotila pouze vliv individuálně zhotovených a prefabrikovaných stélek na hodnoty plantárního tlaku před a po 8 týdnech jejich nošení. Výsledky Herchenröder et al. (2021) tak v zásadě odpovídají těm z dřívějšího review Banwell, Mackintosh a Thewlis (2014). Také tito autoři identifikovali pouze dvě randomizovaně kontrolované studie, z nichž navíc jedna hodnotila vliv ortopedických stélek výhradně na balanční schopnosti probandů při statickém stoji a druhá pak pouze „pilotně“ ověřovala změnu pocíťovaných bolestí, riziko vzniku zranění, resp. subjektivní stav hodnocený pomocí dvou dotazníků u specifické skupiny armádních rekrutů.

### 6.3 Limity studií

Mezi hlavní limity provedených studií patří obecně velikost zkoumaných souborů, nutnost testování v obuvi, či potenciálně nedostatečná doba pro přivyknutí si dané situaci. Ludwig et al. nicméně pozorovali ve své studii okamžitý efekt aplikace CL peloty na aktivitu mPL a stejně tak 5minutová pauza mezi testovací a kontrolní podmínkou se zdá být dle stejné studie dostatečná (Ludwig et al., 2016). Jako poslední společný limitující faktor je na místě zmínit nemožnost analýzy kinetických dat. Výsledky práce Pascual Huerta et al. (2009) totiž dle autorů podporují myšlenku, že ortopedické stélky obecně pracují primárně právě na principu alterace těchto parametrů a kinematické změny jsou tak pouze sekundární. Kirby a Green (1992) pak v tomto smyslu mluví o tzv. reakční síle ortézy/stélky vznikající „konverzí“ reakční síly podložky při aplikaci stélky. Dle našeho názoru by se proto další práce měly na tuto problematiku zaměřit mnohem více.

Je také nutné připomenout, že v prvních dvou studiích bylo využito prefabrikovaných pelot a jejich „individualizace“ spočívala pouze v úpravě jejich umístění. Ačkoliv je přitom známo, že i v případě využití tohoto typu intervence lze určité tendence ve změně kinematických parametrů pozorovat (Nester, Hutchins, et al., 2001; Nester et al., 2003; Nurse et al., n.d.), okamžitý pohyb proximálních segmentů se zdá být ovlivněn pouze minimálně (Nester et al., 2003). Konečně, přestože jsme v obou úvodních studiích předpokládali účast pouze „zdravých“ participantů bez diagnostikovaných patologií v oblasti nohou, žádná

specifická vyšetření ve smyslu určení typologie nohou či rozsahu jejich pohybu nebyla za tímto účelem provedena. Protože podle některých studií navíc existují rozdíly mezi zdravou populací a tou s alterovanou posturou nohou (Buldt, Levinger, et al., 2015; Levinger et al., 2010) – a to včetně potenciálního efektu stélek u jednotlivých skupin (Telfer et al., 2013) – měly by být výsledky těchto dvou studií aplikovány u takových jedinců pouze s opatrností.

Mimo již uvedené může být v případě první studie limitou také použitý kinematický model PiG. Ten je sice v praxi stále poměrně často využíván, avšak může být zdrojem určitých nepřesností pramenících z potenciálních chyb při umístění reflexních markerů, artefaktů spojených s pohybem měkkých tkání nebo chyb při výpočtu středů kloubů (Kadaba et al., 1989, 1990; Kainz, 2016). Hodnocení tzv. absolutních úhlů, umístění reflexních markerů stejným fyzioterapeutem a jejich ponechání na místě po celou dobu měření by nicméně mělo tyto potenciální nepřesnosti minimalizovat. Na rozdíl od úvodní studie byly naopak v rámci té druhé hodnoceny pouze relativní úhly při využití 6DoF CAST modelu. Porovnání výsledků obou výzkumů je tedy pouze orientační.

Také u třetí studie je limitujícím faktorem zejména malý počet pacientů, a to přesto, že jejich nábor probíhal po několik měsíců. Pacientům bylo navíc na základě vyšetření nutno aplikovat dva mírně odlišné typy senzomotorických stélek. Díky stratifikaci měly nicméně obě sledované skupiny rovnoměrné zastoupení obou typů stélek, přičemž drobné rozdíly v jejich konstrukci by neměly celou řadu sledovaných parametrů (celková aktivita svalů, celková subjektivní změna zdravotního stavu, ...) zásadním způsobem ovlivňovat. Stejně tak průměrná doba nošení byla u naší experimentální skupiny relativně krátká ( $3,4 \pm 2,2$  hod./den) a u 6 probandů z 8 dokonce nepřesáhla 3 hodiny denně. Lze přitom předpokládat, že doba nošení bude jedním z faktorů potenciální úspěšnosti intervence. S ohledem na popisové obtíže probandů s určováním doby nošení je ale na místě v tomto směru do budoucna uvažovat spíše o automatickém sledování tohoto parametru, např. prostřednictvím tlakových sensorů, které by navíc mohly pomoci objektivizovat dobu užívání stélek v rámci různých aktivit (sed, stoj, chůze, ...). V rámci dalších výzkumů lze také uvažovat o využití jehlové EMG a obecně analýze signálu pomocí metody SPM, jak to ukazují např. Moisan, Descarreaux a Cantin (2018). Dle autorů totiž mají tato data časovou komponentu a jsou tedy považována za „jednodimenzionální“. Z práce Pataky, Vanrenterghem a Robinson (2016) pak vyplývá, že využití tzv. nedimenzionální analýzy těchto dat (viz např. analýza maximálních či průměrných hodnot aktivity svalů) může potenciálně produkovat velké množství falešně pozitivních výsledků. Dle autorů je ale v tomto směru rozhodující stanovení „a priori“ hypotézy.



## 7 ZÁVĚRY

Z výsledků práce vyplývá, že při aplikaci prefabrikovaných pelot senzomotorických stélek i jejich kombinace existují u zdravých dospělých probandů tendence k okamžité změně kinematických parametrů chůze. Aplikace retrokapitálních pelot tak vede k zevní rotaci nohy, zatímco výsledný rotační účinek mediální kalkaneální/patní peloty se zdá být mnohem více závislý na konkrétním umístění peloty v obuvi. Laterální kalkaneální/patní pelota pak žádné signifikantní změny na námi sledované kinematické parametry nepůsobila. Současně je evidentní, že ve většině případů lze okamžitý efekt zkoumaných pelot vysvětlit pomocí základních mechanických principů, takže se v tomto směru zásadně neliší od „běžných“ ortotických prvků. Svoji roli nicméně hraje zřejmě i tzv. propioceptivní mechanismus, přičemž mezi jednotlivými probandy současně existuje určitá variabilita v reakcích na konkrétní podmínky. Výsledný efekt víceprvkových stélek nelze na základě znalosti vlivu individuálních pelot automaticky předvídat a pečlivá analýza očekávaných změn ve všech anatomických rovinách by tak měla být běžnou součástí ortotické intervence. Dále, přestože jsou popisované úhlové změny statisticky významné, dosahovala maximální průměrná změna pouhých 2°. Klinická relevance takových změn je proto z našeho pohledu nejasná, stejně jako aplikace těchto výsledků u jiných cílových skupin, např. pacientů s konkrétní diagnózou.

Na rozdíl od okamžitého účinku pelot senzomotorických stélek se přetrvávající efekt (tj. bezprostředně po odstranění z obuvi) individualizovaných senzomotorických stélek na sledované biomechanické parametry chůze pacientů s flexibilním funkčním plochonožím nepodařilo prokázat. S ohledem na dostupnou literaturu je pro další výzkum evidentní potřeba kvalitních a dobře zdokumentovaných randomizovaných studií, které by verifikovaly subjektivní i objektivní vliv jednotlivých druhů ortopedických stélek na parametry chůze konkrétních pacientů.

### 8 SOUHRN

Obor Podologie/Podiatrie není v rámci zdravotního systému České republiky právně regulován a péče o nohu tak prostupuje napříč profesemi. Současně, ačkoliv se synonymem zdravotní péče o nohy pro velkou část populace stala terapie ortopedickými vložkami/stélkami, věnuje česká literatura této problematice minimum prostoru. Navíc, přestože je popisován převážně pozitivní efekt aplikace různých druhů stélek u různých pacientů, biomechanické vysvětlení jejich terapeutického efektu je stále nejednoznačné a původní „mechanické přístupy“ tak doplňují další paradigmatata.

Tzv. senzomotorické stélky jsou stále poměrně novým konceptem v oblasti ortotiky umožňujícím dle jejich autorů cílenou změnu v aktivitě konkrétních svalů dolních končetin. Současně jsou ale u jejich jednotlivých pelot popisovány i „mechanické“ účinky, které do jisté míry odpovídají účinkům jiných, běžně používaných ortotických prvků. Doposud ale existuje pouze několik prací popisujících vliv tohoto typu stélek na parametry chůze, přičemž se jedná o velmi nesourodou skupinu studií. Cílem disertační práce tak bylo určit účinky senzomotorických stélek na biomechanické aspekty chůze dospělých osob.

Práce je rozdělena na tři dílčí studie analyzující postupně chůzi 11 (7 mužů a 4 ženy; věk  $23,0 \pm 3,3$  let; výška  $174,4 \pm 8,4$  cm; hmotnost  $66,9 \pm 6,0$  kg), resp. 26 (14 mužů a 12 žen; věk  $23,3 \pm 3,7$  let; výška  $173,8 \pm 9,4$  cm; hmotnost  $67,8 \pm 11,1$  kg) zdravých dospělých probandů a 16 dospělých pacientů s diagnostikovaným flexibilním funkčním plochonožím (4 muži a 12 žen; věk  $30,3 \pm 12,2$  let; výška  $171,1 \pm 8,7$  cm; hmotnost  $69,6 \pm 9,3$  kg). Sledován byl jak okamžitý účinek prefabrikovaných pelot senzomotorických stélek a jejich kombinace, tak přetrvávající efekt (tj. bezprostředně po odstranění z obuvi) 12týdenní intervence individualizovanými senzomotorickými stélkami Sensofeet ActivFIT (ING corporation, Frýdlant nad Ostravicí, Česká republika). Úhlové a časoprostorové parametry chůze ve standardizované obuvi byly zaznamenávány optoelektronickým systémem Vicon (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie), aktivita svalů s využitím senzorů Trigno™ (Delsys Inc., Natick, MA, USA) a subjektivní změna zdravotního stavu pak pomocí 11bodové škály „Global rating of change“. Silové plošiny Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko) byly z důvodu nemožnosti jejich fixace do podlahy laboratoře opakovaně využity pouze k detekci stojné fáze chůzového cyklu.

Výsledky ukazují zejména to, že při aplikaci prefabrikovaných pelot senzomotorických stélek i jejich kombinace existují u zdravých dospělých probandů tendence v okamžité změně kinematických parametrů chůze, které lze následně ve většině případů vysvětlit pomocí základních mechanických principů. Svoji roli nicméně hraje zřejmě i tzv. propioceptivní mechanismus a výsledný efekt víceprvkových stélek tak nelze na základě znalosti vlivu individuálních pelot automaticky předvídat. Naproti tomu přetrvávající vliv individualizovaných senzomotorických stélek na sledované biomechanické parametry chůze pacientů s flexibilním funkčním plochonožím se prokázat nepodařilo. Další práce by se měly zaměřit mimo jiné také na hodnocení kinetických parametrů chůze.

### 9 SUMMARY

The field of Podology/Podiatry is not legally regulated within the Czech healthcare system and foot care therefore permeates across professions. At the same time, although orthopaedic foot orthoses/insoles/inserts therapy has become synonymous with foot care for a large part of population, Czech literature pays minimal attention to this issue. In addition, although positive effects of the application of different foot orthoses in different patients are mostly described, the biomechanical explanation of their therapeutic effect is still ambiguous and the original “mechanical approaches” are therefore complemented by additional paradigms.

The so-called sensorimotor foot orthoses are still a relatively new concept in the field of orthotics, allowing, according to their authors, a targeted change in the activity of specific muscles of the lower limbs. At the same time, however, “mechanical” effects are also described for their individual bars, which to some extent correspond to the effects of other commonly used orthotic elements. To date, however, there are only a few studies describing the effect of this type of foot orthoses on gait parameters, and they are a very heterogeneous group of studies. Thus, the aim of this dissertation was to determine the effects of sensorimotor foot orthoses on biomechanical aspects of walking in adults.

The thesis is divided into three sub-studies analysing successively the gait of 11 (7 men and 4 women; age  $23.0 \pm 3.3$  years; height  $174.4 \pm 8.4$  cm; weight  $66.9 \pm 6.0$  kg) and 26 (14 men and 12 women; age  $23.3 \pm 3.7$  years; height  $173.8 \pm 9.4$  cm; weight  $67.8 \pm 11.1$  kg) healthy adult probands and 16 adult patients diagnosed with flexible functional flatfoot (4 men and 12 women; age  $30.3 \pm 12.2$  years; height  $171.1 \pm 8.7$  cm; weight  $69.6 \pm 9.3$  kg). The immediate effect of prefabricated bars of sensorimotor foot orthoses and their combinations, as well as the persistent effect (i.e., immediately after their removal from footwear) of a 12-week intervention with individualized sensorimotor foot orthoses Sensofeet ActivFIT (ING corporation, Frýdlant nad Ostravicí, Czech Republic) were monitored. Angular and spatio-temporal walking parameters in standardised footwear were recorded by the Vicon optoelectronic system (Vicon Motion Systems, Oxford, Great Britain); muscle activity was monitored using Trigno<sup>TM</sup> sensors (Delsys Inc., Natick, MA, USA), and subjective changes in health status were recorded using an 11-point “Global rating of change” scale. Kistler force platforms (Kistler Group, Winterthur, Switzerland) were repeatedly used only to detect the standing phase of the gait cycle due to the impossibility of fixing them to the laboratory floor.

In particular, the results show that upon the application of prefabricated bars of sensorimotor foot orthoses and their combinations, there are tendencies in healthy adult probands for an immediate change in the kinematic parameters of walking, which in most cases can subsequently be explained using basic mechanical principles. However, the so-called proprioceptive mechanism seems to also play a role; therefore, the resulting effect of multi-element foot orthoses cannot be automatically predicted based on the knowledge of the effect of individual bars. By contrast, the persistent effect of individualized sensorimotor foot orthoses on the monitored biomechanical parameters of walking in patients with flexible functional flat feet could not be demonstrated. Future work should focus, among other things, on the evaluation of the kinetic parameters of walking.

### 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aboelnasr, E. A., Hegazy, F. A., Zaghoul, A. A., El-Talawy, H. A., & Abdelazim, F. H. (2018). Validation of normalized truncated navicular height as a clinical assessment measure of static foot posture to determine flatfoot in children and adolescents: A cross sectional study. *Foot*, *37*, 85–90. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.05.001>
- Abu-Faraj, Z. O., Harris, G. F., Chang, A.-H., & Shereff, M. J. (1996). Evaluation of a rehabilitative pedorthic: plantar pressure alterations with scaphoid pad application. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, *4*(4), 328–336. <https://doi.org/10.1109/86.547934>
- Aenumulapalli, A., Kulkarni, M. M., & Gandotra, A. R. (2017). Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, *11*(6), AC17–AC20. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/26566.10059>
- Albert, S. F., & Curran, S. A. (2013). Introduction to theory. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 111–145). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.
- Anthony, R. J. (1991). Orthosis fabrication. In R. J. Anthony (Ed.), *The manufacture and use of the functional foot orthosis* (1st ed., pp. 49–108). <https://doi.org/10.1159/000419655>
- Antonsson, E. K., & Mann, R. W. (1985). The frequency content of gait. *Journal of Biomechanics*, *18*(1), 39–47. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90043-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90043-0)
- Atik, A., & Ozyurek, S. (2014). Flexible flatfoot. *Northern Clinics of Istanbul*, *1*(1), 57–64. <https://doi.org/10.14744/nci.2014.29292>
- Baker, J. M. (2018). Gait Disorders. *American Journal of Medicine*, *131*(6), 602–607. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2017.11.051>
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *3*(4), 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
- Baker, R. (2013). *Measuring walking: A handbook of clinical gait analysis* (1st ed.). London: Mac Keith Press.

- Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2017). The conventional gait model – Success and limitations. In B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brueggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Eds.), *Handbook of Human Motion* (pp. 1–19). <https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1>
- Ball, K. A., & Afheldt, M. J. (2002a). Evolution of foot orthotics - Part 1: Coherent theory or coherent practice? *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(2), 116–124. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.121415>
- Ball, K. A., & Afheldt, M. J. (2002b). Evolution of foot orthotics – Part 2: Research reshapes long-standing theory. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(2), 125–134. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.121416>
- Banwell, H. A., Mackintosh, S., & Thewlis, D. (2014). Foot orthoses for adults with flexible pes planus: A systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(23), 1–18. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-23>
- Banwell, H. A., Mackintosh, S., Thewlis, D., & Landorf, K. B. (2014). Consensus-based recommendations of Australian podiatrists for the prescription of foot orthoses for symptomatic flexible pes planus in adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(49), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0049-2>
- Barcikowski, R. S., & Robey, R. R. (1984). Decisions in single group repeated measures analysis: Statistical tests and three computer packages. *The American Statistician*, 38(2), 148–150. Retrieved from <https://www.jstor.org/stable/pdf/2683254.pdf>
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography* (5th ed.; J. Butler, ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Basmajian, J. V., & Stecko, G. (1963). The role of muscles in arch support of the foot: An electromyographic study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 45-A(6), 1184–1190.
- Becerro De Bengoa Vallejo, R., Sanchez Gómez, R., & Losa Iglesias, M. E. (2016). Clinical improvement in functional hallux limitus using a cut-out orthosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(2), 215–223. <https://doi.org/10.1177/0309364614550262>
- Beighton, P., Solomon, L., & Soskolne, C. L. (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 32(5), 413–418. <https://doi.org/10.1136/ard.32.5.413>

- Beltrán, I. (2008). Plantillas posturales exteroceptivas [Spanish]. *Revista IPP*, 1(2), 1–16. Retrieved from [http://www.ub.edu/revistaipp/hemeroteca/2\\_2008/beltran\\_n2.pdf](http://www.ub.edu/revistaipp/hemeroteca/2_2008/beltran_n2.pdf)
- Bojsen-Møller, F. (1979). Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off. *Journal of Anatomy*, 129(1), 165–176. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1233091/pdf/janat00237-0169.pdf>
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2011). Pressure-relieving properties of various shoe inserts in older people with plantar heel pain. *Gait & Posture*, 33(3), 385–389. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.009>
- Boyer, E. R., Ward, E. D., & Derrick, T. R. (2014). Medial longitudinal arch mechanics before and after a 45-minute run. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 104(4), 349–356. <https://doi.org/10.7547/0003-0538-104.4.349>
- Brázdilová, P., Pražáková, M., Pavelka, F., Komenda, S., Řihovská, O., & Kořínková, M. (1985). Úhel palce a úhel malíku. In P. Brázdilová, M. Pražáková, F. Pavelka, S. Komenda, O. Řihovská, & M. Kořínková (Eds.), *Návrh inovace kopyt na základě provedených měření nohou čs. obyvatelstva [Závěrečná dílčí výzkumná zpráva z řešení výzkumného oborového úkolu K-76-322-003 ministerstva průmyslu, obchodu a zdravotnictví ČSR a SSR]* (1st ed., pp. 45–46). Gottwaldov: Svit.
- Breit, G. A., & Whalen, R. T. (1997). Prediction of human gait parameters from temporal measures of foot-ground contact. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(4), 540–547. <https://doi.org/10.1097/00005768-199704000-00017>
- 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 and Posture*, 31(1), 57–63. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.245>
- Buldt, A. K., Levinger, P., Murley, G. S., Menz, H. B., Nester, C. J., & Landorf, K. B. (2015). Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait and Posture*, 42(1), 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Levinger, P., Menz, H. B., Nester, C. J., & Landorf, K. B. (2015). Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(63), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0122-5>



- Česká státní norma [ČSN]. (2014). Napínací stélka. Retrieved from ČSN EN ISO 20346 – Osobní ochranné prostředky – Ochranná obuv website: <https://www.nlnorm.cz/terminologicky-slovník/82475>
- 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>
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha: Grada.
- Clancy, E. A., Farina, D., & Filligoi, G. (2004). EMG amplitude processing – Overview. In R. Merletti & P. A. Parker (Eds.), *Electromyography: Physiology, engineering, and noninvasive applications* (1st ed., pp. 141–145). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons Inc.
- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *12*(1), 1–16. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(01\)00033-5](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(01)00033-5)
- Cmunt, E. (1990). Kalceotika. In B. Brozmanová (Ed.), *Ortopedická protetika* (1st ed., pp. 252–300). Martin: Osveta.
- Cohen, J. (1977). F tests on means in the analysis of variance and covariance. In J. Cohen (Ed.), *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (Rev. ed., pp. 273–406). <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-179060-8.50013-X>
- Colby, L. A., Borstad, J., & Kisner, C. (2018). Stretching for improved mobility. In C. Kisner, L. A. Colby, & J. Borstad (Eds.), *Therapeutic exercise: Foundations and techniques* (7th ed., pp. 82–126). Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- Contessa, P., De Luca, C. J., Roy, S. H., & Richards, J. (2018). Electromyography. In J. Richards (Ed.), *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (2nd ed., pp. 208–239). Amsterdam: Elsevier.
- Curran, S. A. (2013). Sagittal plane facilitation of motion model and associated foot pathologies. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 289–315). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.
- Curran, S. A., & Albert, S. F. (2013). Bipedal evolution, the gait cycle and instrumented analysis. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 59–110). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.

## Referenční seznam

---

- Dananberg, H. J. (1993a). Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part I. Functional hallux limitus. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(8), 433–441. <https://doi.org/10.7547/87507315-83-8-433>
- Dananberg, H. J. (1993b). Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part II. Postural compensatory process. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(11), 615–624. <https://doi.org/10.7547/87507315-83-11-615>
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. <https://doi.org/10.1016/j.aqpro.2013.07.003>
- De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., & Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 555–561. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.010>
- Deland, J. T., de Asla, R. J., Sung, I.-H., Ernberg, L. A., & Potter, H. G. (2005). Posterior tibial tendon insufficiency: Which ligaments are involved? *Foot and Ankle International*, 26(6), 427–435. <https://doi.org/10.1177/107110070502600601>
- Delsys Inc. (2014). *Trigno™ wireless system: User's guide [MAN-012-2-7]* (p. 42). Natick, MA: Delsys Inc.
- Deshpande, J. V., Dewan, I., & Naik-Nimbalkar, U. V. (2010). A family of distributions to model load sharing systems. *Journal of Statistical Planning and Inference*, 140(6), 1441–1451. <https://doi.org/10.1016/j.jspi.2009.12.005>
- Dewan, I., & Naik-Nimbalkar, U. V. (2010). Load-sharing systems. In J. J. Cochran, L. A. Cox, P. Keskinocak, J. P. Kharoufeh, & J. C. Smith (Eds.), *Wiley encyclopedia of operations research and management science* (pp. 1–12). <https://doi.org/10.1002/9780470400531.eorms0476>
- Dinsdale, N. (2009). How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems. *SportEX Dynamics*, 19, 11–14. Retrieved from <http://connection.ebscohost.com/c/articles/37296797/how-abnormal-foot-motion-can-be-major-contributor-lower-back-pelvic-problems>
- Dorociak, R. D., & Cuddeford, T. J. (1995). Determining 3-D system accuracy for the VICON 370 system. *Gait and Posture*, 3(2), 88. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)93468-r](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)93468-r)

- Ducharme, S. W., Sands, C. J., Moore, C. C., Aguiar, E. J., Hamill, J., & Tudor-Locke, C. (2018). Changes to gait speed and the walk ratio with rhythmic auditory cuing. *Gait and Posture*, 66(August), 255–259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.006>
- Duffell, L. D., Hope, N., & McGregor, A. H. (2014). Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a clusterbased model and Vicon's plug-in gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(2), 206–210. <https://doi.org/10.1177/0954411913518747>
- Dungl, P. (2005a). Biomechanika chůze. In P. Dungl (Ed.), *Ortopedie* (1st ed., pp. 81–91). Praha: Grada.
- Dungl, P. (2005b). RTG vyšetření nohy. In P. Dungl (Ed.), *Ortopedie* (1st ed., pp. 1075–1079). Praha: Grada.
- Dungl, P. (2005c). Získaná plochá noha dospělých. In P. Dungl (Ed.), *Ortopedie* (1st ed., pp. 1112–1114). Praha: Grada.
- Dunn, J. E., Link, C. L., Felson, D. T., Crincoli, M. G., Keysor, J. J., & McKinlay, J. B. (2004). Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American Journal of Epidemiology*, 159(5), 491–498. <https://doi.org/10.1093/aje/kwh071>
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43(4), 645–649. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.09.011>
- Elftman, H. (1960). The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics*, 16, 41–46.
- Farina, D., Stegeman, D. F., & Merletti, R. (2016). Biophysics of the generation of EMG signals. In R. Merletti & D. Farina (Eds.), *Surface electromyography: Physiology, engineering, and applications* (1st ed., pp. 30–53). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons Inc.
- Farris, D. J., Kelly, L. A., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2019). The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 116(5), 1645–1650. <https://doi.org/10.1073/pnas.1812820116>

- Federolf, P., Doix, A.-C. M., & Jochum, D. (2018). A discussion of the Muscle tuning and the Preferred movement path concepts – comment on Nigg et al. *Current Issues in Sport Science*, 3(103), 1–4. [https://doi.org/10.15203/CISS\\_2018.103](https://doi.org/10.15203/CISS_2018.103)
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: An electromyography study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 42(6), 327–333. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2003.10.003>
- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive foot orthotics. Practical manual for expert users* (1st ed.; F. Fischer, Ed.). Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- Floriánová, O. (2005). Obuv. In O. Floriánová (Ed.), *Kůžě – zpracování a výroby* (1st ed., pp. 119–128). Praha: Grada.
- Frank, C., Kobesová, A., & Kolář, P. (2013). Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(1), 62–73. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/pdf/ijsp-08-062.pdf>
- Franz, J. R., Dicharry, J., Riley, P. O., Jackson, K., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). The Influence of arch supports on knee torques relevant to knee osteoarthritis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(5), 913–917. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181659c81>
- Frowen, P. (2010). Orthoses. In P. Frowen, M. O'Donnell, D. Lorimer, & G. Burrow (Eds.), *Neale's disorders of the foot: Clinical companion* (1st ed., pp. 219–228). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Fuller, E. A. (1999). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278–291. <https://doi.org/10.7547/87507315-89-6-278>
- Fuller, E. A., & Kirby, K. A. (2013). Subtalar joint equilibrium and tissue stress approach to biomechanical therapy of the foot and lower extremity. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 205–264). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.

- Garrison, C., & Cook, C. (2012). Clinimetrics corner: The global rating of change score (GROC) poorly correlates with functional measures and is not temporally stable. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 20(4), 178–181. <https://doi.org/10.1179/1066981712Z.000000000022>
- Giza, E., Cush, G., & Schon, L. C. (2007). The flexible flatfoot in the adult. *Foot and Ankle Clinics*, 12(2), 251–271. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2007.03.008>
- Golightly, Y. M., Hannan, M. T., Dufour, A. B., & Jordan, J. M. (2012). Racial differences in foot disorders and foot type. *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 64(11), 1756–1759. <https://doi.org/10.1002/acr.21752>
- Gorton III, G. E., Hebert, D. A., & Gannotti, M. E. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait and Posture*, 29(3), 398–402. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.060>
- Griffiths, I. (2012). Overpronation: Accurate or parachronistic terminology? *SportEX Dynamics*, 32, 10–13.
- Griffiths, I. W. (2006). Instrumentation for measurement of force and pressure. In I. W. Griffiths (Ed.), *Principles of biomechanics & motion analysis* (1st ed., pp. 12–24). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Gúth, A. (1998). *Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov* (2nd ed.). Bratislava: LIEČREH GÚTH.
- Harradine, P., Gates, L., & Bowen, C. (2018). If it doesn't work, why do we still do it? The continuing use of subtalar joint neutral theory in the face of overpowering critical research. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 48(3), 130–133. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.0604>
- Harris, R. I., & Beath, T. (1952). *Army foot survey: an investigation of foot ailments in Canadian soldiers (NRC number 2888)*. <https://doi.org/10.4224/21273359>
- Hastings, M. K., Mueller, M. J., Pilgram, T. K., Lott, D. J., Commean, P. K., & Johnson, J. E. (2007). Effect of metatarsal pad placement on plantar pressure in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Foot & Ankle International*, 28(1), 84–88. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0015>

## Referenční seznam

---

- Hatton, A. L., Dixon, J., Rome, K., Newton, J. L., & Martin, D. J. (2012). Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5(11), 1–6. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-11>
- Hatton, A. L., Rome, K., Dixon, J., Martin, D. J., & McKeon, P. O. (2013). Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(6), 516–533. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1567069>
- Hawke, F. E., Burns, J., Radford, J. A., & Du Toit, V. (2008). Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006801.pub2>
- Herchenröder, M., Wilfling, D., & Steinhäuser, J. (2021). Evidence for foot orthoses for adults with flatfoot: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 14(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00499-z>
- Hicks, J. H. (1953). The mechanics of the foot. I. The joints. *Journal of Anatomy*, 87(4), 345–357.
- Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88(1), 25–30.
- Hinman, R. S., Bowles, K. A., Metcalf, B. B., Wrigley, T. V., & Bennell, K. L. (2012). Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 27–33. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.010>
- Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 391–397. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010>
- Huson, A. (1991). Functional anatomy of the foot. In M. H. Jahss (Ed.), *Disorders of the foot and ankle: medical and surgical treatment* (2nd ed., pp. 409–431). <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-28683-1.00075-8>

- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (2006). Human Locomotion. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking* (3rd ed., pp. 1–17). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- 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>
- Jahrling, L. (2001). Propriozeptiv oder „klassisch“? *Orthopädieschuhtechnik*, 7, 29–30.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jarvis, H. L., Nester, C. J., Bowden, P. D., & Jones, R. K. (2017). Challenging the foundations of the clinical model of foot function: Further evidence that the root model assessments fail to appropriately classify foot function. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0189-2>
- Johnson, K. A., & Strom, D. E. (1989). Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 239, 196–206.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wooten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and EMG data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849–860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wooten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 8(3), 383–392. Retrieved from <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/jor.1100080310>
- Kadefors, R. (1973). Myo-electric signal processing as an estimation problem. In J. E. Desmedt (Ed.), *New concepts of the motor unit, neuromuscular disorders, electromyographic kinesiology (Volume I)* (1st ed., pp. 519–539). <https://doi.org/10.1159/000394056>
- Kainz, H. (2016). *Evaluation of direct and inverse kinematic modelling for typical and cerebral palsy gait [doctoral thesis]* (School of Allied Health). Retrieved from [https://research-repository.griffith.edu.au/bitstream/handle/10072/367901/Kainz\\_2016\\_01Thesis.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://research-repository.griffith.edu.au/bitstream/handle/10072/367901/Kainz_2016_01Thesis.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

- Kainz, H., Graham, D., Edwards, J., Walsh, H. P. J., Maine, S., Boyd, R. N., ... Carty, C. P. (2017). Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait and Posture*, *54*, 325–331. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.001>
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (2010a). EMG instrumentation. In G. Kamen & D. A. Gabriel (Eds.), *Essentials of electromyography* (1st ed., pp. 55–103). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (2010b). EMG signal processing. In G. Kamen & D. A. Gabriel (Eds.), *Essentials of electromyography* (1st ed., pp. 105–154). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kamper, S. J., Maher, C. G., & Mackay, G. (2009). Global rating of change scales: A review of strengths and weaknesses and considerations for design. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, *17*(3), 163–170. <https://doi.org/10.1179/jmt.2009.17.3.163>
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (5th ed.). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Karas, V. (1990). Elektromyografický obraz vzrušeného svalu. In V. Karas, S. Otáhal, & P. Sušanka (Eds.), *Biomechanika tělesných cvičení* (1st ed., pp. 147–149). Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kelly, L. A. (2014). *In-vivo function of human plantar intrinsic foot muscles [doctoral thesis]* (The University of Queensland). <https://doi.org/10.14264/uql.2015.341>
- Khodaveisi, H., Sadeghi, H., Memar, R., & Anbarian, M. (2018). Differences of selected muscular activity of trunk and lower extremities in landing among supinated, pronated and normal foot. *Medicina Dello Sport*, *71*(1), 18–26. <https://doi.org/10.23736/S0025-7826.16.02936-7>
- Kim, H.-Y. (2013). Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis. *Restorative Dentistry & Endodontics*, *38*(1), 52. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.1.52>
- Kirby, K. A. (1987). Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *77*(5), 228–234. <https://doi.org/10.7547/87507315-77-5-228>



- Kirby, K. A. (1989). Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 79(1), 1–14. <https://doi.org/10.7547/87507315-79-1-1>
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465–487. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-9-465>
- Kirby, K. A. (2002a). Definition for foot orthoses. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997–2002* (1st ed., pp. 7–8). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2002b). Forefoot valgus wedge effect. In *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997–2002* (1st ed., pp. 55–56). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2002c). Mechanical effects of varus rearfoot and valgus forefoot wedging. In *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997–2002* (1st ed., pp. 61–64). Payson, Arizona: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2002d). Sagittal plane effect of increased medial arch height in orthoses. In *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997–2002* (1st ed., pp. 41–42). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2002e). Shank dependent and shank independent foot orthoses. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, 1997–2002* (1st ed., pp. 45–46). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2009a). Gait compensation pathologies from plantar heel pain. In *Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002–2008* (1st ed., pp. 117–118). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2009b). Midtarsal joint locking: Real or imaginary – Volume I. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002–2008* (1st ed., pp. 69–70). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2009c). Midtarsal joint locking: Real or imaginary – Volume II. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002–2008* (1st ed., pp. 71–72). Payson, AZ: Precision Intricast.

- Kirby, K. A. (2009d). Modern biomechanics terminology: Viscoelasticity. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002–2008* (1st ed., pp. 21–22). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2010a). Effect of rearfoot posts on foot orthoses. In *Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters* (2nd ed., pp. 71–72). Payson, Arizona: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2010b). Evolution of foot orthoses in sports. In M. B. Werd & E. L. Knight (Eds.), *Athletic footwear and orthoses in sports medicine* (1st ed., pp. 19–35). [https://doi.org/10.1007/978-0-387-76416-0\\_2](https://doi.org/10.1007/978-0-387-76416-0_2)
- Kirby, K. A. (2010c). Functional forefoot extensions and accommodative orthoses. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters* (2nd ed., pp. 75–76). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2010d). Thinking like an engineer. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters* (2nd ed., pp. 267–268). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2010e). Treatment of abnormal externally rotated gait with orthoses. In *Foot and lower extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast newsletters* (2nd ed., pp. 39–40). Payson, Arizona: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2014). Direct mechanical and neuromotor effects of foot orthoses. In K. A. Kirby (Ed.), *Foot and lower extremity biomechanics IV: Precision intricast newsletters, 2009–2013* (1st ed., pp. 53–54). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, 28(1), e18–e26. <https://doi.org/10.1016/j.repod.2017.03.003>
- Kirby, K. A. (2018a). Plantar ligament stress syndrome. In *Foot and lower extremity biomechanics V: Precision intricast newsletters, 2014–2018* (1st ed., pp. 81–82). Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2018b). Standing subtalar joint axis location technique. In *Foot and lower extremity biomechanics V: Precision intricast newsletters, 2014–2018* (1st ed., pp. 87–88). Payson, AZ: Precision Intricast.

- Kirby, K. A., & Green, D. R. (1992). Evaluation and nonoperative management of pes valgus. In S. J. DeValentine (Ed.), *Foot and ankle disorders in children* (1st ed., pp. 295–327). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Kistler group. (2019). *Force plates and accessories [product catalog]* (p. 28). Retrieved from <https://www.kistler.com/?type=669&fid=350&model=download>
- Kitaoka, H. B., Ahn, T.-K., Luo, Z. P., & An, K.-N. (1997). Stability of the arch of the foot. *Foot and Ankle International*, 18(10), 644–648. <https://doi.org/10.1177/107110079701801008>
- 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), 1–9. <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 and Posture*, 84, 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.022>
- Klementa, J. (1964). Der einfluss des arbeitsmilieus auf die morphologie des fusses [Deutsch]. *Anthropologie*, 2(1), 45–56.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy: frekvence některých ortopedických vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii* (1st ed.). Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Koenraadt, K. L. M., Stolwijk, N. M., van den Wildenberg, D., Duysens, J., & Keijsers, N. L. W. (2012). Effect of a metatarsal pad on the forefoot during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102(1), 18–24. <https://doi.org/10.7547/1020018>
- Kogler, G. F., Veer, F. B., Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1999). The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 81(10), 1403–1413. <https://doi.org/10.2106/00004623-199910000-00005>
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1st ed.). Praha: Galén.

- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography* (1st ed.; P. Konrad, Ed.). Retrieved from <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Kopecký, M. (2004). Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká Kinantropologie*, 8(1), 27–40.
- Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Ishida, T., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2017). Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37(May), 75–83. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.004>
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Laerd Statistics. (n.d.). Mixed ANOVA using SPSS statistics. Retrieved from <https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/mixed-anova-using-spss-statistics.php>
- Lambrecht, S., Harutyunyan, A., Tanghe, K., Afschrift, M., De Schutter, J., & Jonkers, I. (2017). Real-time gait event detection based on kinematic data coupled to a biomechanical model. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 17(4), 1–13. <https://doi.org/10.3390/s17040671>
- Landorf, K. B. (2004). *Effectiveness of foot orthoses in the treatment of plantar fasciitis [doctoral thesis]* (University of Western Sydney). Retrieved from <https://researchdirect.westernsydney.edu.au/islandora/object/uws%3A696/datastream/PDF/view>
- Landorf, K. B., Cotchett, M. P., & Bonanno, D. R. (2020). Foot orthoses. In G. Burrow, K. Rome, & N. Padhiar (Eds.), *Neale's disorders of the foot and ankle* (9th ed., pp. 555–575). London: Elsevier.
- Landorf, K. B., & Keenan, A.-M. (2000). Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(3), 149–158. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149>
- 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), 1–7. <https://doi.org/10.1080/08990220.2020.1753686>

- Laštovička, O., Klein, T., & Janura, M. (2018). Okamžitý vliv pelot senzomotorických stélek na úhel progrese nohou ve stejné fázi chůzového cyklu u symptomatických dospělých osob – Pilotní studie. *Rehabil. Fyz. Lék.*, 25(3), 109–113.
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait and Posture*, 69, 50–59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>
- Lederman, E. (2005). Assisting adaptation: manual stretching. In E. Lederman (Ed.), *The science and practice of manual therapy* (2nd ed., pp. 47–66). New York, NY: Elsevier Churchill Livingstone.
- Lee, M. S., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Catanzariti, A. R., Kogler, G., Kravitz, S. R., ... Gassen, S. C. (2005). Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 44(2), 78–113. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.12.001>
- Lee, P. Y., Landorf, K. B., Bonanno, D. R., & Menz, H. B. (2014). Comparison of the pressure-relieving properties of various types of forefoot pads in older people with forefoot pain. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-18>
- Lee, W. E. (2001). Podiatric biomechanics: An historical appraisal and discussion of the Root model as a clinical system of of theoretical uncertainty. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 18(4), 555–684. Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/1620/11160bdba2446c7011124dcf50abd6b116fa.pdf>
- Leung, A. K. L., & Lee, W. C. C. (2013). Prosthetics and Orthotics. In B. A. Winkelstein (Ed.), *Orthopaedic biomechanics* (1st ed., pp. 583–602). Boca Raton, FL: Taylor & Francis.
- 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 and Posture*, 32(4), 519–523. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 15(3), 99–104.
- Lidtke, R. H. (2013). Physics, functional anatomy and the biomechanical principles of gait. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 1–26). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.

- Ludwig, O. (2012). Change in muscular activity by insoles with proprioceptive effect. In H. Hähnel, A. Heine, M. Knust, O. Ludwig, & S. Woltring (Eds.), *Sensorimotor function* (1st ed., pp. 38–45). Berlin: Springer Aktiv.
- Ludwig, O., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2016). The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0162-5>
- 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*, 1–5. <https://doi.org/10.5402/2012/396718>
- Manter, J. T. (1941). Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*, 80(4), 397–410. <https://doi.org/10.1002/ar.1090800402>
- Marzano, R. (2014). Nonoperative management of adult flatfoot deformities. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 31(3), 337–347. <https://doi.org/10.1016/j.cpm.2014.03.007>
- Matějčiek, M. (2014). Ortotika protetika. In P. Dungl (Ed.), *Ortopedie* (2nd ed., pp. 93–115). Praha: Grada.
- May, B. J., & Lockard, M. A. (2011). Foot orthoses. In B. J. May & M. A. Lockard (Eds.), *Prosthetics and orthotics in clinical practice: A case study approach* (1st ed., pp. 232–240). Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*, 29(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: A new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>
- McPoil, T. G., & Hunt, G. C. (1995). Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 381–388. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.6.381>

- McWhorter, J. W., Wallmann, H., Landers, M., Altenburger, B., LaPorta-Krum, L., & Altenburger, P. (2003). The effects of walking, running, and shoe size on foot volumetrics. *Physical Therapy in Sport*, 4(2), 87–92. [https://doi.org/10.1016/S1466-853X\(03\)00031-2](https://doi.org/10.1016/S1466-853X(03)00031-2)
- Merletti, R., & Hermens, H. (2004). European recommendations on electrodes and electrode location. In R. Merletti & P. A. Parker (Eds.), *Electromyography: Physiology, engineering, and noninvasive applications* (1st ed., pp. 123–127). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons Inc.
- Merletti, R., & Muceli, S. (2019). Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 49, 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>
- Michaud, T. C. (1997). Abnormal motion during the gait cycle. In T. C. Michaud (Ed.), *Foot orthoses and other forms of conservative foot care* (1st ed., pp. 57–180). Newton, MA: Thomas C. Michaud.
- Moisan, G., & Cantin, V. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait and Posture*, 46, 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.014>
- Moisan, G., Descarreaux, M., & Cantin, V. (2018). Muscle activation during fast walking with two types of foot orthoses in participants with cavus feet. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 43, 7–13. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.08.002>
- Mooney, J., & Campbell, R. (2010). Adult foot disorders. In P. Frowen, M. O'Donnell, D. Lorimer, & G. Burrow (Eds.), *Neale's disorders of the foot* (8th ed., pp. 81–144). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Moses, F. (1995). Probabilistic analysis of structural systems. In C. Sundararajan (Ed.), *Probabilistic structural mechanics handbook* (1st ed., pp. 166–187). [https://doi.org/10.1007/978-1-4615-1771-9\\_8](https://doi.org/10.1007/978-1-4615-1771-9_8)
- Mueller, M. J., Lott, D. J., Hastings, M. K., Commean, P. K., Smith, K. E., & Pilgram, T. K. (2006). Efficacy and mechanism of orthotic devices to unload metatarsal heads in people with diabetes and a history of plantar ulcers. *Physical Therapy*, 86(6), 833–842. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.6.833>

- Mueller, M. J., & Maluf, K. S. (2002). Tissue adaptation to physical stress: A proposed “Physical stress theory” to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical Therapy*, 82(4), 383–403. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.4.383>
- Müller, J. P. (1930). *Můj systém: 15 minut denní práce pro zdraví (překlad Jan Hořejší)* (3rd ed.). Praha: Zemědělské knihkupectví A. Neubert.
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009a). A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2:22, 1–13. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22>
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009b). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35>
- Myers, T. W. (2014). *Anatomy trains* (3rd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Nakajima, K., Kakihana, W., Nakagawa, T., Mitomi, H., Hikita, A., Suzuki, R., ... Fukui, N. (2009). Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. *Gait and Posture*, 29(2), 208–213. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.007>
- Nester, C. J. (1997). Rearfoot complex: A review of its interdependent components, axis orientation and functional model. *Foot*, 7(2), 86–96. [https://doi.org/10.1016/S0958-2592\(97\)90054-7](https://doi.org/10.1016/S0958-2592(97)90054-7)
- Nester, C. J., Findlow, A., & Bowker, P. (2001). Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(2), 68–73. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-2-68>
- Nester, C. J., Hutchins, S., & Bowker, P. (2001). Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot and Ankle International*, 22(2), 133–139. <https://doi.org/10.1177/107110070102200209>
- 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)



- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(1), 2–9. <https://doi.org/10.1097/00042752-200101000-00002>
- Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S., & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: “Preferred movement path” and “comfort filter.” *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1290–1294. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054>
- Nigg, B. M., Mohr, M., & Nigg, S. R. (2017). Muscle tuning and preferred movement path – a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science*, 2(007), 1–12. [https://doi.org/10.15203/CISS\\_2017.007](https://doi.org/10.15203/CISS_2017.007)
- Nigg, B. M., Nurse, M. A., & Stefanyshyn, D. J. (1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), S421–8. <https://doi.org/10.1097/00005768-199907001-00003>
- Nigg, B. M., Vienneau, J., Smith, A. C., Trudeau, M. B., Mohr, M., & Nigg, S. R. (2017). The preferred movement path paradigm: Influence of running shoes on joint movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(8), 1641–1648. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001260>
- Nigg, B. M., & Wakeling, J. M. (2001). Impact forces and muscle tuning: A new paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 37–41. <https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00008>
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217–227. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Nole, R., Kowalsky, D. S., Garbalosa, J. C., Pollard, E., & Thopson, J. (2013). Foot orthoses. In M. M. Lusardi, M. Jorge, & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and prosthetics in rehabilitation* (3rd ed., pp. 181–218). St. Louis, MO: Elsevier Saunders.

- Norman, G. R., Stratford, P., & Regehr, G. (1997). Methodological problems in the retrospective computation of responsiveness to change: The lesson of Cronbach. *Journal of Clinical Epidemiology*, *50*(8), 869–879. [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(97\)00097-8](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(97)00097-8)
- Nurse, M. A., Nigg, B. M., & Deazeley, S. (n.d.). *Effects of forefoot orthotic posting on the kinematics of the lower extremities during walking*. Retrieved from <https://www.uni-due.de/~qpd800/FWISB/Manuscr/Nurse11.pdf>
- Ohsawa, S., & Ueno, R. (1997). Heel lifting as a conservative therapy for osteoarthritis of the hip: based on the rationale of Pauwels' intertrochanteric osteotomy. *Prosthetics and Orthotics International*, *21*(2), 153–158. <https://doi.org/10.3109/03093649709164544>
- Ohyama, M., Tomita, Y., Honda, S., Uchida, H., & Matsuo, N. (1999). Active wireless electrodes for multichannel surface electromyography. *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, *119*(5), 279–284. <https://doi.org/10.1541/ieejsmas.119.279>
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Otto, J. (1902). Pelota. In *Ottův slovník naučný: Illustrovaná encyklopedie obecných vědomostí* (1st ed., p. 1051). Praha: J. Otto.
- Owings, T. M., & Botek, G. (2013). Design of insoles. In R. S. Goonetilleke (Ed.), *The Science of Footwear* (1st ed., pp. 291–308). Boca Raton, FL: CRC Press.
- Parvizi, J., & Kim, G. K. (2010). Flatfoot. In J. Parvizi (Ed.), *High Yield Orthopaedics* (1st ed., pp. 183–184). <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-0236-9/00099-7>
- Pascual Huerta, J., Ropa Moreno, J. M., Kirby, K. A., García Carmona, F. J., & Orejana García, A. M. (2009). Effect of 7-degree rearfoot varus and valgus wedging on rearfoot kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *99*(5), 415–421. <https://doi.org/99/5/415> [pii]
- Pasin Neto, H., Grecco, L. A. C., Ferreira, L. A. B., Duarte, N. A. C., Galli, M., & Oliveira, C. S. (2017). Postural insoles on gait in children with cerebral palsy: Randomized controlled double-blind clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *21*(4), 890–895. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.03.005>

- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2016). The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1468–1476. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.032>
- Pawade, K., Rao, K., Hande, D., & Sm, K. (2013). Effectiveness of semirigid shoe wedge in workers with patellofemoral pain syndrome – A pilot study. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 3(2), 1–6. Retrieved from <http://www.ijsrp.org/research-paper-0213/ijsrp-p1458.pdf>
- Payne, C. B. (1998). The past, present, and future of podiatric biomechanics. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(2), 53–63. <https://doi.org/10.7547/87507315-88-2-53>
- Payne, C. B., & Dananberg, H. J. (1997). Sagittal plane facilitation of the foot. *Australasian Journal of Podiatric Medicine*, 31(1), 7–11.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010a). Basic functions. In J. Perry & J. M. Burnfield (Eds.), *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed., pp. 19–47). Thorofare, NJ: SLACK.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010b). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.; J. Perry & J. M. Burnfield, Eds.). Thorofare, NJ: SLACK.
- Perry, S. D., Radtke, A., McIlroy, W. E., Fernie, G. R., & Maki, B. E. (2008). Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, 63A(6), 595–602. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.6.595>
- Petcu, D., & Anca, C. (2012). Foot functioning paradigms. *Proceedings Romanian Academy, Series B*, 14(3), 212–217.
- Phillips, R. D. (2013). Root theory: Its origins and contemporary views. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., pp. 147–204). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.
- Pinney, S. J., & Lin, S. S. (2006). Current concept review: Acquired adult flatfoot deformity. *Foot and Ankle International*, 27(1), 66–75. <https://doi.org/10.1177/107110070602700113>

- Piotter, J. M., Post, P. A., & Vanden Berg, K. J. (1999). *Repeatability of kinematic and kinetic data in the analysis of normal human gait [master thesis]* (Grand Valley State University). Retrieved from <https://www.proquest.com/dissertations-theses/repeatability-kinematic-kinetic-data-analysis/docview/304565534/se-2>
- Pita-Fernandez, S., Gonzalez-Martin, C., Aalonso-Tajes, F., Seoane-Pillado, T., Pertega-Diaz, S., Perez-Garcia, S., ... Balboa-Barreiro, V. (2017). Flat foot in a random population and its impact on quality of life and functionality. *Journal of Clinical and Diagnostic Research, 11*(4), 22–27. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24362.9697>
- Priplata, A. A., Niemi, J. B., Harry, J. D., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet, 362*, 1123–1124. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(03\)14470-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(03)14470-4)
- Queen, R. M., Mall, N. A., Hardaker, W. M., & Nunley, J. A. (2007). Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot and Ankle International, 28*(4), 456–462. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0456>
- Raj, M. A., DeCastro, A., & Kiel, J. (2019). Pes Planus. *StatPearls [Internet]*, pp. 1–7. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK430802/>
- Rancho Los Amigos national rehabilitation center. (2001). *Observational gait analysis* (4th ed.). Downey, CA: Los Amigos Research and Education Institute, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center.
- Razeghi, M., & Batt, M. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture, 15*(3), 282–291. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5)
- Redmond, A. (2005). *The foot posture index – Easy quantification of standing foot posture – Six item version FPI-6: User guide and manual*.
- Richards, J., Healy, A., Thewlis, D., & Chockalingam, N. (2018). Measurement of force and pressure. In J. Richards (Ed.), *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (2nd ed., pp. 138–155). Amsterdam: Elsevier.
- Richards, J., Thewlis, D., Matias, R., Needham, R., & Chockalingam, N. (2018). Anatomical models and marker sets. In J. Richards (Ed.), *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (2nd ed., pp. 180–207). Amsterdam: Elsevier.

- Richards, J., Thewlis, D., Needham, R., & Chockalingam, N. (2018). Motion and joint motion. In J. Richards (Ed.), *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (2nd ed., pp. 79–103). Amsterdam: Elsevier.
- Richardson, J. T. E. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*, 6(2), 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.edurev.2010.12.001>
- Richie, D. H. J. (2007). Orthotics. In C. W. Digiovanni & J. Greisberg (Eds.), *Foot and ankle: core knowledge in orthopaedics* (1st ed., pp. 16–37). Philadelphia, PA.: Elsevier Mosby.
- Rinkel, W. D., Aziz, M. H., Van Deelen, M. J. M., Willemsen, S. P., Castro Cabezas, M., Van Neck, J. W., & Coert, J. H. (2017). Normative data for cutaneous threshold and spatial discrimination in the feet. *Muscle and Nerve*, 56(3), 399–407. <https://doi.org/10.1002/mus.25512>
- Robb, K. A., Howe, E. E., & Perry, S. D. (2022). The effects of foot orthoses and sensory facilitation on lower limb electromyography: A scoping review. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 52(June 2021), 101904. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2022.101904>
- Root, J. A. (2013). Foreword. In S. F. Albert & S. A. Curran (Eds.), *Lower extremity biomechanics: Theory and practice (Volume 1)* (1st ed., p. xi). Denver, CO: Bipedmed, L. L. C.
- Root, M. L. (1977). Introduction. In M. L. Root, W. P. Orien, & J. H. Weed (Eds.), *Normal and abnormal function of the foot – Clinical biomechanics: Volume 2* (1st ed.). Los Angeles, CA: Clinical Biomechanics Corp.
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and abnormal function of the foot – Clinical biomechanics: Volume 2* (1st ed.). Los Angeles, CA: Clinical Biomechanics Corp.
- Root, M. L., Orien, W. P., Weed, J. H., & Hughes, R. J. (1971). *Biomechanical examination of the foot, Volume 1* (1st ed.). Los Angeles, CA: Clinical Biomechanics Corp.
- Rose, G. K. (1983). Clinical gait assessment: a personal view. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 7(6), 273–279. <https://doi.org/10.3109/03091908309018174>
- Ross, M. (1989). Relation of implicit theories to the construction of personal histories. *Psychological Review*, 96(2), 341–357. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.96.2.341>

- Rothbart, B. A. (2013). Prescriptive proprioceptive insoles and dental orthotics change the frontal plane position of the bones: a preliminary study. *Cranio*, 31(4), 300–308. <https://doi.org/10.1179/crn.2013.31.4.008>
- Roubal, P. (2012). Základy informatiky a teorie informace. In P. Roubal (Ed.), *Informatika a výpočetní technika pro střední školy: Teoretická učebnice* (1st ed., pp. 6–21). Brno: Computer Press.
- Růžička, E., & Brožová, H. (2006). *Atlas poruch chůze [elektronický zdroj]*. Plzeň: Adéla – grafické studio.
- Sachithanandam, V., & Joseph, B. (1995). The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 77(2), 254–257. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.77b2.7706341>
- Saito, Y., Chikenji, T. S., Takata, Y., Kamiya, T., & Uchiyama, E. (2019). Can an insole for obese individuals maintain the arch of the foot against repeated hyper loading? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2819-2>
- Saltzman, C. L., Nawoczenski, D. A., & Talbot, K. D. (1995). Measurement of the medial longitudinal arch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(1), 45–49. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80041-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80041-7)
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(2), 543–558. Retrieved from <http://ave.dee.isep.ipp.pt/~lbf/PINSFUSION/SaInEb53.pdf>
- Schembri, M. (2014). *The effect of the kinetic wedge on hallux dorsiflexion in patients with functional hallux limitus and severely pronated feet [doctoral thesis]* (University of Malta). Retrieved from <https://www.um.edu.mt/library/oar/handle/123456789/9992>
- Schmitt, A. P.-L., Liebau, K. H., Hamm, A., Hacke, C., Mittelmeier, W., & Schulze, C. (2022). Comparison of the influence of supportive and sensorimotor insoles in the muscle activity of tibialis anterior and peroneus longus in combat boots. *Foot*, 52(August 2020), 101910. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2022.101910>
- Schmitt, J. S., & Abbott, J. H. (2014). *Patient global ratings of change did not adequately reflect change over time: A clinical cohort study*. 94(4), 534–542. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130162>

- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2010). The lower limb. In L. M. Roos & E. D. Lamperti (Eds.), *Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System* (1st ed., pp. 359–509). Stuttgart: Thieme.
- Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Wervej, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait and Posture*, 20(2), 196–203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.011>
- SENIAM. (n.d.). Retrieved April 21, 2020, from [www.seniam.org](http://www.seniam.org)
- Seuser, A., Wallny, T., Klein, H., Ribbans, W. J., Schumpe, G., & Brackmann, H. H. (1997). Gait analysis of the hemophilic ankle with silicone heel cushion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 343, 74–80. Retrieved from [https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1997/10000/Gait\\_Analysis\\_of\\_the\\_Hemophilic\\_Ankle\\_With.15.aspx](https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1997/10000/Gait_Analysis_of_the_Hemophilic_Ankle_With.15.aspx)
- Shannon, C. E. (1949). Communication in the presence of noise. *Proceedings of the IRE*, 37(1), 10–21. <https://doi.org/10.1109/JRPROC.1949.232969>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). Control of normal mobility. In A. Shumway-Cook & M. H. Woollacott (Eds.), *Motor control: Translating research into clinical practice* (3rd ed., pp. 299–329). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Šmondrk, J. (1995). Balneofyzikálna liečba plochej nohy. *Rehabilitácia*, 28(4), 220–223.
- Spooner, S. K., & Kirby, K. A. (2006). The subtalar joint axis locator: A preliminary report. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(3), 212–219. <https://doi.org/10.7547/0960212>
- Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A., & Döderlein, L. (2013). Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: A comparison of two lower body protocols. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 105–111. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1123/jab.29.1.105>
- Stratford, P., Gill, C., Westaway, M., & Binkley, J. (1995). Assessing disability and change on individual patients: A report of a patient specific measure. *Physiotherapy Canada*, 47(4), 258–263. <https://doi.org/10.3138/ptc.47.4.258>

- Strzalkowski, N. D. J., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015). Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiological Reports*, 3(6), 1–14. <https://doi.org/10.14814/phy2.12425>
- Tang, S. F., Chen, C., Wu, C., Hong, W., Chen, K., & Chen, C. (2015). The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 129(Suppl 1), S8–11. [https://doi.org/10.1016/S0303-8467\(15\)30004-4](https://doi.org/10.1016/S0303-8467(15)30004-4)
- 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>
- Tománková, K., Přidalová, M., & Gába, A. (2015). The impact of obesity on foot morphology in women aged 48 years or older. *Acta Gymnica*, 45(2), 69–75. <https://doi.org/10.5507/ag.2015.010>
- Toullec, E. (2015). Adult flatfoot. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 101(1 Suppl), S11–S17. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.07.030>
- Ugbolue, U. C., Papi, E., Kaliarntas, K. T., Kerr, A., Earl, L., Pomeroy, V. M., & Rowe, P. J. (2013). The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait and Posture*, 38(3), 483–489. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.018>
- 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), 1–9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie a funkční ortézování nohy. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 12(4), 156–166.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009a). Dynamická funkce nohy při chůzi. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., pp. 51–63). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.



- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009b). Funkční typologie nohy. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., pp. 69–71). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009c). Hyperpronační syndrom. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., pp. 32–33). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009d). *Kineziologie nohy* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009e). Sagittal plane facilitation. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., pp. 104–105). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009f). Terminologie. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., pp. 10–14). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009g). Tissue stress model. In I. Vařeka & R. Vařeková (Eds.), *Kineziologie nohy* (1st ed., p. 103). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vicon Motion Systems. (2010). *Go further with Vicon MX*. Retrieved from [https://docs.vicon.com/display/LegacyCamDoc?preview=/71237793/71237799/T-Series\\_GoFurther\\_Rev1.3\\_2010Aug.pdf](https://docs.vicon.com/display/LegacyCamDoc?preview=/71237793/71237799/T-Series_GoFurther_Rev1.3_2010Aug.pdf)
- Vicon Motion Systems. (2016). *Plug-in gait reference guide*. Retrieved from [https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?preview=/50888706/50889377/Plug-in Gait Reference Guide.pdf](https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?preview=/50888706/50889377/Plug-in+Gait+Reference+Guide.pdf)
- Vicon Motion Systems. (2019). *Vicon Vantage reference guide*. Retrieved from [https://docs.vicon.com/display/Vantage/PDF+downloads+for+Vicon+Vantage?preview=/90547459/90548596/Vicon Vantage Reference Guide.pdf](https://docs.vicon.com/display/Vantage/PDF+downloads+for+Vicon+Vantage?preview=/90547459/90548596/Vicon+Vantage+Reference+Guide.pdf)
- Vie, B., James, C., Marie, L., Behr, M., Paul, J., & Jammes, Y. (2015). Pilot study demonstrating that sole mechanosensitivity can be affected by insole use. *Gait & Posture*, *41*(1), 263–268. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.012>
- Wallden, M. (2015). Don't get caught flat footed – How over-pronation may just be a dysfunctional model. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *19*(2), 357–361. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.02.007>

- Wegener, C., Wegener, K., Smith, R., Schott, K.-H., & Burns, J. (2016). Biomechanical effects of sensorimotor orthoses in adults with Charcot–Marie–Tooth disease. *Prosthetics and Orthotics International*, *40*(4), 436–446. <https://doi.org/10.1177/0309364615579318>
- Weisser, J. (2016). *Basis seminar sensomotorische einlagen für kinder [odborný seminář]*. Frýdek-Místek.
- Welk, A. B., Haun, D. W., Clark, T. B., & Kettner, N. W. (2015). Use of high-resolution ultrasound to measure changes in plantar fascia thickness resulting from tissue creep in runners and walkers. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *38*(1), 81–85. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.10.008>
- Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (2008). Basic biomechanics. In W. C. Whiting & R. F. Zernicke (Eds.), *Biomechanics of musculoskeletal injury* (2nd ed., pp. 53–98). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Whittaker, G. A., Munteanu, S. E., Menz, H. B., Tan, J. M., Rabusin, C. L., & Landorf, K. B. (2018). Foot orthoses for plantar heel pain: A systematic review and meta-analysis [Online supplementary appendix 2]. *British Journal of Sports Medicine*, *52*(5), 322–328. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097355>
- Whittle, M. W., Levine, D., & Richards, J. (2012a). Methods of gait analysis. In D. Levine, J. Richards, & M. W. Whittle (Eds.), *Whittle's gait analysis* (5th ed., pp. 83–112). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Whittle, M. W., Levine, D., & Richards, J. (2012b). Normal gait. In D. Levine, J. Richards, & M. W. Whittle (Eds.), *Whittle's gait analysis* (5th ed., pp. 29–63). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Whittle, M. W., Levine, D., & Richards, J. (2012c). Pathological and other abnormal gaits. In D. Levine, J. Richards, & M. W. Whittle (Eds.), *Whittle's gait analysis* (5th ed., pp. 65–82). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. *Phys Ther*, *80*(9), 864–871. <https://doi.org/10.1002/jor.20556>

- Woltring, S. (2012). Sensorimotor foot beddings in the treatment of children. In H. Hähnel, A. Heine, M. Knust, O. Ludwig, & S. Woltring (Eds.), *Sensorimotor function* (1st ed., pp. 12–14). Berlin: Springer Aktiv.
- Wright, W. G., Ivanenko, Y. P., & Gurfinkel, V. S. (2012). Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*, *107*(5), 1513–1521. <https://doi.org/10.1152/jn.00256.2011>
- Wulf, M., Wearing, S. C., Hooper, S. L., Bartold, S., Reed, L., & Brauner, T. (2016). The effect of an in-shoe orthotic heel lift on loading of the Achilles tendon during shod walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *46*(2), 79–87. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6030>

## 11 PŘÍLOHY

### 11.1 Příloha 1. Vyjádření Etické komise ke studii č. 1



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 1.11.2016 byl projekt doktorské práce  
autora **Mgr. Ondřeje Laštovičky**

s názvem **Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze a deformity  
v oblasti nohy**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 63/2016

dne: 10.11.2016

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

**Řešitel projektu splnil 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 ke studii č. 1 v českém jazyce

Univerzita Palackého  
v OlomouciFakulta  
tělesné kultury

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze  
a deformity v oblasti nohy

Jméno a příjmení: \_\_\_\_\_

Datum narození: \_\_\_\_\_

Účastník byl do studie zařazen pod číslem (prosíme nevyplňovat):

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí/s účastí mého dítěte ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cílech studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne/od mého dítěte očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností a souhlasím s nahlédnutím do zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném. V případě randomizované studie souhlasím s náhodným rozdělením do jednotlivých skupin.
3. Při zařazení do studie budou osobní data uchována dle platných zákonů ČR, kdy je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. Porozuměl(a) jsem tomu, že účast je dobrovolná a že ze studie lze kdykoliv a bez udání důvodu odstoupit.
5. Prohlašuji, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis zákonného zástupce účastníka: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Podpis řešitele pověřeného touto studií: \_\_\_\_\_

### 11.3 Příloha 3. Informovaný souhlas ke studii č. 1 v anglickém jazyce



Univerzita Palackého  
v Olomouci

Fakulta  
tělesné kultury

## INFORMED CONSENT

### Influence of sensorimotor insoles on gait parameters and foot deformities

**Name:** \_\_\_\_\_

**Date of birth:** \_\_\_\_\_

Participant was included in the study under the number (please do not fill in):

1. I, undersigned, agree to participate in research study.
2. I was fully informed about the research objectives, approaches and about what is expected of me.
3. Personal data will be retained in accordance with applicable laws of the Czech Republic.
4. I understand that participation in research study is voluntary and I can withdraw from the study without giving any reason.
5. I declare that I will not impede the use of the study results.

**Signature of the participant:** \_\_\_\_\_

Date: \_\_\_\_\_

Signature of the researcher: \_\_\_\_\_

## 11.4 Příloha 4. Vyjádření Etické komise ke studii č. 2



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 směrnici 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](http://www.ftk.upol.cz)

## **11.5 Příloha 5. Informovaný souhlas ke studii č. 2**

### **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:



## 11.6 Příloha 6. Vyjádření Etické komise ke studii č. 3



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.  
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20. 12. 2018 byl projekt výzkumné práce

**autor /hlavní řešitel/:** Mgr. Ondřej Laštovička

**spoluřešitelé:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Tomáš Klein

s názvem **Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **2 / 2019**  
dne: **7. 1. 2019.**

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

**Řešitel projektu splnil 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

## **11.7 Příloha 7. Informovaný souhlas ke studii č. 3**

### **Informovaný souhlas**

**Název studie (projektu):**

#### **Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze**

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:

## 11.8 Příloha 8. Dotazník míry omezení vykonávaných aktivit v důsledku plochonoží

*Vyšetřující přečte dotazník vyšetřovanému a následně jej vyplní!*

**Přečtěte vyšetřovanému při jeho první návštěvě:**

Chci Vás požádat, abyste identifikoval/a až pět důležitých aktivit/činností, které v důsledku vašeho plochonoží nemůžete dělat nebo s jejich vykonáváním máte potíže (např. chůze do schodů, chůze do kopce, chůze delší než 2 km....).

Jsou dnes přítomny nějaké aktivity/činnosti, které kvůli svému problému nemůžete dělat nebo máte s jejich vykonáváním potíže? (*ukázat škálu*)

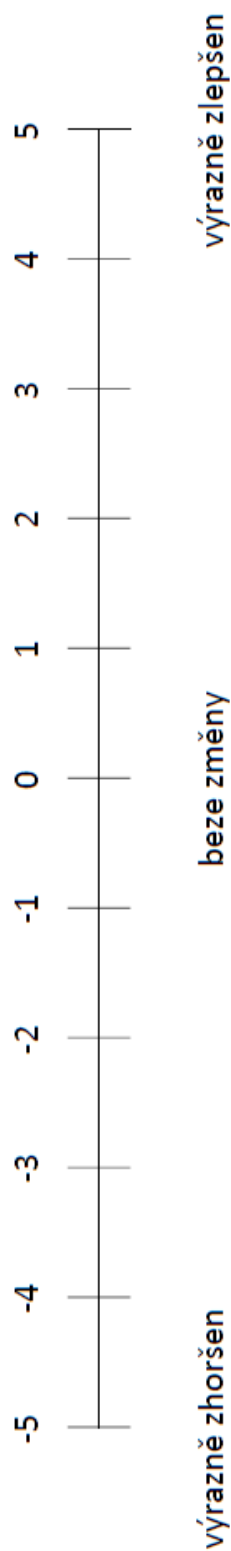
**Bodovací škála (*ukážete vyšetřovanému škálu*)**

<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
Nelze provést aktivitu/činnost										Schopen vykonávat činnost na stejné úrovni jako před vznikem plochonoží

11.9 Příloha 9. „Global rating of change“ škála subjektivního hodnocení celkové změny zdravotního stavu

**Ve vztahu k vašemu plochonoží a s ním potenciálně spojeným obtížím, jak byste popsal(a) změnu vašeho celkového zdravotního stavu v porovnání s předchozím měřením před 3 měsíci?**

*Neberte prosím ohled na to, co mohlo změnu vašeho zdravotního stavu v uvedeném období způsobit (změna fyzické aktivity v jednotlivých ročních obdobích, obuv, ...)!!!*



**11.10 Příloha 10. Potenciální vliv zevní rotace nohy na usnadnění pohybu vpřed při aplikaci kalkaneální/patní mediální a retrokapitální laterální peloty senzomotorických stélek**

