

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

VLIV SENZOMOTORICKÝCH STÉLEK NA KINEMATICKÉ  
PARAMETRY NOHY

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Lenka Murínová, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Klein

Olomouc 2019

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Lenka Murínová

**Název diplomové práce:** Vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Tomáš Klein

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2019

**Abstrakt:**

Práce se zabývá posouzením vlivu senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy v stojné fázi chůzového cyklu asymptomatických dospělých.

Výzkumu se účastnilo 13 jedinců (6 žen a 7 mužů, ve věku  $20,2 \pm 1,1$  let), kteří absolvovali měření kinematických parametrů dolních končetin při chůzi se základní stélkou, a následně s vybranými pelotami senzomotorických stélek NovaPed sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo). Kinematické parametry dolních končetin při chůzi byly měřeny optoelektronickým systémem Vicon Vantage (Vicon Motion System, Londýn, Velká Británie). Každý proband absolvoval celkem dvě měření, která sestávala z dílčích měření chůze vlastním tempem, v uniformní obuvi a velikostně odpovídající základní stélce, na kterou byly v náhodném pořadí připevňovány peloty. Pro účely výzkumu byla použita mediální patní pelota (CM), retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením (RL) a jejich kombinace (CMRL).

Kinematické parametry pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi se základní stélkou byly porovnány s kinematickými parametry získanými při chůzi s vybranými pelotami. Použití peloty CM mělo statisticky významný vliv na rozsah pohybu v sagitální a frontální rovině. V sagitální rovině ve smyslu zvětšení dorzální flexe a celého rozsahu pohybu, ve frontální rovině ve smyslu snížení everze a zmenšení celého rozsahu pohybu. Aplikací peloty RL došlo k statisticky významné změně rozsahu pohybu ve všech rovinách. V sagitální rovině ke zvětšení celého rozsahu pohybu, ve frontální rovině ke zvětšení inverze a zvětšení celého rozsahu pohybu. V transverzální rovině došlo ke změně ve všech pohybech, a to ke zmenšení addukce, zvětšení abdukce a zvětšení celého rozsahu pohybu. Použitím kombinace CMRL došlo ke staticky významné změně pohybu v sagitální, frontální i transverzální rovině. V sagitální rovině došlo ke zvětšení dorzální flexe a ke zvětšení celého rozsahu pohybu, ve frontální rovině ke zvětšení inverze a zmenšení everze. V transverzální rovině došlo ke změně ve všech pohybech, a to zmenšení addukce, zvětšení abdukce a zvětšení celého rozsahu pohybu.

**Klíčová slova:** kinematika, zadonoží/zánoží, komplex hlezenního kloubu, senzomotorické stélky, noha

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Lenka Murínová

**Title of the master thesis:** Effect of sensorimotor insoles on the kinematic parameters of the foot segments

**Department:** The Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

**Supervisor:** Mgr. Tomáš Klein

**The year of presentation:** 2019

**Abstract:**

The present thesis deals with the assessment of the effect of sensorimotor insoles on the kinematic parameters of the foot in asymptomatic adults during the stance phase of gait cycle.

The research involved 13 individuals (6 females and 7 males, aged  $20,2 \pm 1,1$ ) who were measured for kinematic parameters of the lower limbs whilst walking with the basic insole, and then with selected bars of the sensorimotor insoles NovaPed sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Germany). Kinematic parameters of the lower limbs when walking were measured by means of the Vicon Vantage optoelectronic system (Vicon Motion System, London, UK). Each proband completed two measurements which consisted of self selected speed in uniform shoes and appropriately sized basis insole, to which bars were attached in random order. For the purpose of the research, the medial heel bar (CM), the retrocapital bar with lateral elevation (RL) and their combination (CMRL) were used.

The kinematic parameters of the rearfoot movement to tibia when walking with the basic insole were compared with kinematic parameters obtained when walking with selected bars. Using the medial heel bar (CM) had a statistically significant effect on the range of motion in the sagittal and frontal plane during walking: the dorsal flexion and the entire range of motion was increased in the sagittal plane; the eversion was decreased and the entire range of motion was decreased in the frontal plane. By applying the retrocapital bar with lateral elevation (RL) there was a statistically significant change in the range of motion in all planes: the entire range of motion was increased in the sagittal plane; the inversion was increased and so was the entire range of motion in the frontal plane. The transversal plane saw a change in all movements: adduction reduction, abduction enlargement, and the increase in the range of motion. Using a CMRL combination described above, there was a statistically significant change in sagittal,

frontal, and transversal motion: the dorsal flexion and the entire range of motion was increased in the sagittal plane; the inversion was increased while the eversion was decreased in the frontal plane. The transversal plane saw a change in all movements: adduction reduction, abduction enlargement, and the increase in the range of motion.

**Key words:** kinematics, hindfoot/ rearfoot, ankle joint complex, sensorimotor insoles, foot

I agree the thesis paper may be lent within the library service

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením  
Mgr. Tomáše Kleina., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala  
zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 27. června 2019

.....

Děkuji Mgr. Tomášovi Kleinovi za odborné vedení, pomoc, trpělivost, věnovaný čas a cenné rady, které mi poskytnul při zpracovávání diplomové práce. Děkuji Mgr. Ondřejovi Lastovičkovi za pomoc při realizaci vstupních vyšetření a konzultace k problematice stélek. Děkuji Bc. Zuzaně Spitzerové za spolupráci při realizaci měření a zpracovávání dat. Dále děkuji své rodině za podporu a pomoc v průběhu celého studia.

Práce byla realizována v rámci projektu Interní grantové agentury Univerzity Palackého v Olomouci pod názvem „Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků“ (IGA\_FTK\_2018\_014). Návrh výzkumného projektu byl 9.1.2018 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci, pod jednacím číslem 3/2018 (Příloha 1).

## OBSAH

1	ÚVOD.....	11
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2.1	Hlezenní kloub a noha .....	12
2.1.1	Funkční anatomie .....	12
2.1.2	Kineziologie .....	14
2.1.3	Klenba nožní.....	18
2.1.4	Typologie nohy.....	20
2.1.5	Kinematika hlezenního kloubu a nohy v chůzovém cyklu.....	27
2.2	Kinematická analýza pohybu.....	31
2.2.1	Kinematické metody.....	31
2.2.2	Optoelektronická analýza pohybu .....	31
2.2.3	Oxford foot model .....	32
2.3	Kalceotika .....	33
2.3.1	Ortopedické vložky .....	33
2.3.2	Senzomotorické stélky.....	37
2.3.3	Princip účinku senzomotorických stélek .....	39
2.3.4	Peloty .....	41
2.3.5	Indikace .....	44
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	46
3.1	Hlavní cíl.....	46
3.2	Dílčí cíle.....	46
3.3	Výzkumné otázky .....	46
4	METODIKA .....	47
4.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	47
4.2	Organizace sběru dat.....	47



4.2.1	Vstupní vyšetření.....	47
4.2.2	Průběh měření.....	48
4.3	Analýza dat .....	49
4.3.1	Zpracování dat .....	49
5	VÝSLEDKY.....	50
5.1	Porovnání sledovaných úhlových parametrů při chůzi bez pelot s mediálními patními pelotami (CM).....	51
5.2	Porovnání sledovaných úhlových parametrů při chůzi bez pelot s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením (RL) .....	54
5.3	Porovnání sledovaných úhlových parametrů při chůzi bez pelot s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením (CMRL)..	57
6	DISKUZE .....	60
6.1	Limity studie .....	65
7	ZÁVĚRY .....	66
8	SOUHRN.....	67
9	SUMMARY .....	68
10	REFERENČNÍ SEZNAM .....	69
11	PŘÍLOHY .....	82

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

6DOF – Six degrees of freedom

AJC – komplex hlezenního kloubu (ankle joint complex)

BPM – počet úderů za minutu (beats per minute)

CM – mediální patní pelota

CMRL – kombinace mediální patní peloty a retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením

CNS – centrální nervový systém

COP – místo působení vektoru reakční síly podložky (centre of pressure)

LBP – bolest dolní části zad (low back pain)

m./mm. – sval/ svaly (musculus/ muscoli)

OFM – Oxford foot model

RL – retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením

ROM – rozsah pohybu (range of motion)

Tzv. – „takzvaně“

# 1 ÚVOD

Noha představuje základní oporu pro vzpřímené držení těla. Prostřednictvím aferentace z opěrných bodů nohy, její klenby a svalového předpětí dostává CNS informace, na základě kterých přizpůsobuje nastavení celého těla (Šnytr, 2017).

Komplex bérce a nohy je vícekloubovým mechanismem, který popisuje kritickou interakci mezi dolní končetinou a zemí v době chůze (Gage, 1995 in Leardini, Benedetti, Canati, Simoncini, & Giannini, 1999). Každé zranění, léze nebo neuromuskulární onemocnění postihující tuto oblast zásadně ovlivňuje normální interakci mezi svaly, kostmi a ligamenty. Současně může způsobovat degradaci, nestabilitu nebo jiné narušení funkce komplexu. Hlavním cílem klinického zhodnocení množství patologií nohy, jakož i biomechanického prošetření interakcí nohy a země v průběhu chůzového cyklu, je charakteristika kinematiky jednotlivých segmentů komplexu (Leardini et al., 1999). Zhodnocení pohybů hlezenního a subtalárního kloubu v době počátečního kontaktu, ale i deformace středonoží ve fázi postupného zatěžování a trojrozměrná rotace prvního metatarzofalangeálního kloubu v konečné fázi chůzového cyklu, mohou představovat elementární informace pro dynamické funkční zhodnocení nemocí v oblasti nohy (Gage, 1995 in Leardini et al., 1999).

Senzomotorické stélky jsou specifickým typem aktivních ortopedických vložek, které kromě mechanického působení na nastavení nohy, osobitým způsobem stimulují určité části nohy, a tak ovlivňují motorický systém člověka. Ke stimulaci slouží různé typy pelot senzomotorických stélek, které svojí tuhostí, výškou a umístěním vytváří cílený tlak na určitá místa nohy k dosažení očekávaného účinku (Kirby, 2014; Moyné-Bressand, Dhieux, Decherchi, & Dousset, 2017; NovaPED sensosystem by Schein, Orthopedic, 2011).

V naší studii jsme se zabývali vlivem konkrétních pelot senzomotorických stélek na pohyb zadonoží vůči tibii při chůzi asymptomatických dospělých jedinců.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 HLEZENÍ KLOUB A NOHA

#### 2.1.1 Funkční anatomie

Anatomický termín „noha“ označuje část těla distálně od hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009), která poskytuje přímý kontakt těla se zemí během stoje, chůze a běhu (Tiberio, 1988 in Marenčáková, Svoboda, Vařeka, & Zahálka, 2016). Tvoří ji dvacet šest kostí, třicet tři kloubů, dále svaly, šlachy ligamenta, síť cév a nervů, a jiné obklopující měkké tkáně (Goonetilleke, 2012).

Funkčně sestává ze tří částí, a to ze zadonoží, středonoží a předonoží. Tyto části jsou od sebe rozděleny liniemi transverzotarzálního a tarzometatarzálního kloubu. Zadonoží je tvořeno talem a kalkaneem, středonoží sestává z kosti kuboidní, navikulární a tří kostí kuneiformních. Předonoží je tvořeno metatarzy a články prstců. Z funkčního hlediska je rovněž významné dělení nohy do dvou paralelních paprsků, které jsou v oblasti zadonoží uloženy vertikálně (z důvodu zastavené vývojové pronace) a v distální části nohy (z důvodu naplno projeveného pronatorního zkrutu) uloženy horizontálně. Jde o mediální paprsek (vnitřní, statický sloupec) tvořený talem, kostí navikulární, kostmi kuneiformními, I. až III. metatarzem a příslušnými prstci. Laterální paprsek (zevní, dynamický sloupec) se skládá z kalkanea, kosti kuboidní, IV. a V. metatarzu a jim příslušejícím prstním článkům (Dungl 2014; Vařeka & Vařeková, 2009). Pod pojmenováním „první paprsek“ rozumíme první kuneiformní kůstku, první metatarz, články palce nohy s příslušnými sezamoidními kůstkami a měkkými tkáněmi. První paprsek poskytuje podporu předonoží v mediální oblasti, jeho funkcí je zpomalení pronace subtalárního kloubu, stabilizace nebo podpora supinace dle výchozích podmínek. Dále pomáhá snižovat riziko působení reakční síly podložky působící na přilehlé hlavičky metatarzů, umožňuje normální pohyb v prvním metatarzofalangeálním kloubu a představuje stabilní strukturu pro úpony dlouhých svalů nohy (Kirby, 2014).

Komplex hlezenního kloubu (ankle joint complex) je tvořen tibiotalárním (talokrurálním) skloubením, talokalkaneálním (subtalárním) skloubením, a transverzotarzálním (talokalkaneonavikulárním) skloubením (Cailet, 1968 in Brockett & Chapman, 2016).

Hlezenní kloub, tedy kloub talokrurální, představuje skloubení trochley talu a kostí bérce. Talus představuje klíčovou strukturu v řízení pohybů nohy. Pohyby talu a okolních, tzv. pitalárních kloubů, definují šikmé pohyby nohy, pronaci a supinaci,

prostřednictvím kterých dochází k adaptaci nohy na nerovnosti terénu a regulaci flexibility a rigidity nohy v chůzovém cyklu (Hirsch, Udupa, & Stindel, 2000).

Subtalární kloub představuje skloubení mezi talem a kalkaneem. Hlavička talu s jednou nebo dvěma kloubními fasetami na přední straně kosti tvoří s navikulární kostí talokalkaneonavikulární skloubení. Dalšími klouby dané oblasti jsou kalkaneokuboidní skloubení mezi kalkaneem a kuboidní kostí, a kuboideonavikulární skloubení mezi kuboidní a navikulární kostí (Hirsch et al., 2000). Všechny uvedené klouby jsou funkčně úzce propojené, pohyb v jednom z nich řetězově spouští pohyb v dalších v jeho okolí (Close, Inman, Poor, & Todd, 1967 in Hirsch et al., 2000). Například selhání komplexu talonavikulárního kloubu často vede ke kolapsu mediální podélné klenby a progresivní valgózní deformitě subtalárního kloubu, a to právě z důvodu vysoké propojenosti subtalárního a transverzotarzálního kloubu (Sammarco, 2004).

Svaly nohy můžeme dle funkce rozdělit na dvě skupiny. Svaly dlouhé, zevní, tzv. extrinsic muscles, se nacházejí v oblasti lýtka a bérce. Podílejí se na udržování stability ve vzpřímené pozici těla a odvíjení chodidla v průběhu stejné fáze kroku. Krátké, vnitřní svaly, tzv. intrinsic muscles, se nacházejí přímo v oblasti nohy, vyztužují plochu přední části nohy. To umožňuje účinně tlumit nárazy, vytvářet silový impulz odrazu a pomáhat v adaptaci nohy na terén (Gross, Fetto, & Rosen, 2005; Véle, 2006).

Noha má primárně opěrnou funkci, která je využita při zajištění stability ve stoji a stejné fázi bipedální lokomoce. Je schopna aktivního „úchopu“ povrchových nerovností při chůzi v terénu a tlumí nárazy vzniklé dopadem nohy na zem. Potenciálně se mohou rozvinout i schopnosti podobné chápavým funkcím ruky (Véle, 2006). Provedení pohybů jemné motoriky nohy je možné zapojením článků prstců a palce (Hirsch et al., 2000). Noha je současně zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém. Podílí se na vytváření sil, kterými aktivně koriguje oscilace kvazistatického stoje (Vařeka & Vařeková, 2009). Klouby nohy optimálně orientují její uložení v prostoru podle dvou os. Slouží jako tlumiče nárazů při chůzi, tvoří poddajnost a pružnost kroku prostřednictvím proměn tvaru a zakřivení kleneb nohy dle aktuálních potřeb (Kirby, 2014).

Funkce nohy představuje jedno z rozhodujících kritérií, která určují kvalitu lokomoce a posturální stabilizace. Porušením postavení nebo pohybové funkce nohy dochází k narušení pohybového stereotypu, a tím ke změně postavení a funkce dalších segmentů těla. Neřešení tohoto stavu se může časem projevit bolestí kloubů dolních končetin nebo osového orgánu (Toppischová & Šnoplová, 2008).

## 2.1.2 Kineziologie

### 2.1.2.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub představuje jednoosé skloubení s možným pohybem zejména v sagitální rovině. Jeho osa je zešikmena o 20–25° vůči frontální rovině a přibližně o 8° vůči rovině transverzální. Výsledkem pohybu vzhledem na průběh osy je sdružený pohyb, kdy se noha při dorzální flexi pohybuje nahoru a mírně mediálně, naopak při plantární flexi dolů a mírně laterálně (Palastanga & Soames, 2011). Celý pohyb probíhá primárně v tibiotalárním skloubení. Rozsah dorzální flexe je 30°. Krajní poloha představuje pozici uzamčení, tzv. closepacked position, kdy se dopředně rozšířená část talu dostává do užší části tibiofibulární vidličky, co zvyšuje napětí okolních měkkých tkání. Jde o pozici maximální stability kloubu. Rozsah do plné plantární flexe, který se pohybuje kolem 50°, představuje pozici maximální mobility, kdy se užší zadní část talu dostává mezi laterální a mediální kotník a umožňuje tak malý pohyb do stran (Nyska & Mann, 2002).

Komplex hlezenního kloubu představuje zvláštní kloub, u kterého je obtížné popsat pohyb pomocí funkčních os. Výsledný pohyb je složen z pohybů jednotlivých segmentů kloubů tvořících komplex. Proto dochází k určení pohybů ve třech rovinách dle klinických os, konkrétně do plantární a dorzální flexe, abdukce a addukce, inverze a everze (Nyska & Mann, 2002). Kinematika komplexu je tedy složena z kombinace kinematiky subtalárního a hlezenního kloubu (Koo, Lee, & Cha, 2015). Synergický pohyb hlezenního kloubu, včetně pohybu v transverzotarzálním a subtalárním kloubu je pro lokomoci klíčový (Fukano, Fukubayashi, & Banks, 2018).

### 2.1.2.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub funguje na principu pantového mechanismu, jehož podstatou je přenos vnější/vnitřní rotace tibie na everzi/inverzi nohy a opačně. Umožňuje adaptaci nohy k povrchu podloží (Wang et al., 2019).

Pozice osy pohybu subtalárního kloubu se liší v závislosti na postavení artikulačních ploch kloubu s odklonem v rozmezí 20°–68,5° od transverzální roviny a 4°–47° od roviny sagitální. Průměrně prochází v úhlu 42° od transverzální roviny a 23° od roviny sagitální. Pozice osy tak umožňuje pohyb kloubu ve třech rovinách s téměř stejným rozsahem ve frontální i sagitální rovině (Michaud, 1997). Osa kloubu,

označovaná rovněž jako Henkeho osa, prochází od supero-mediální části krčku talu, přes sinus tarsi až po postero-laterální oblast tuberkulu kalkanea. Pohyb po této ose provádí také transverzotarzální kloub (Kapandji, 1987).

Manter (1941, in Hunter, Dolan, & Davis, 1995) poprvé použil pro popis pohybu v subtalárním kloubu pojmy pronace a supinace. Pronace nohy představuje pohyb ve třech rovinách. V uzavřeném kinematickém řetězci v důsledku pronace noha mírně plantárně flektuje, dochází k addukci a plantární flexi talu a everzi kalkanea vůči talu. To zajišťuje lepší kongruenci artikulárních ploch transverzotarzálního kloubu, dlouhé osy daného kloubu se stávají paralelními, a proto je v kloubu umožněna větší pohyblivost. V otevřeném kinematickém řetězci se při pronaci nohy kalkaneus pohybuje do dorzální flexe, abdukce a everze bez pohybu talu. Rovněž supinace je pohybem ve třech rovinách. V uzavřeném kinematickém řetězci kalkaneus vlivem supinace nohy invertuje, talus abdukuje a flektuje dorzálně. Dochází ke zkřížení dlouhých os kloubu a transverzotarzální kloub získává větší stabilitu. V otevřeném kinematickém řetězci se kalkaneus pohybuje do plantární flexe, addukce a inverze bez pohybu talu. Pozice subtalárního kloubu tak ovlivňuje i stabilitu transverzotarzálního kloubu (Hunter et al., 1995; Root, Orien & Weed, 1977; Vogelbach & Combs, 1987 in Hunter et al., 1995).

Translační a rotační pohyby subtalárního kloubu se uskutečňují po ose, jejíž průběh je ovlivněn výchozím postavením kloubu. Pronační postavení kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci způsobuje vnitřní rotaci, plantární flexi a mediální translaci osy vůči plantární straně nohy. Supinační postavení ve stejném kinematickém řetězci naopak způsobuje vnější rotaci, dorzální flexi a laterální translaci osy. Pohyby osy subtalárního kloubu úzce kopírují pohyby talu vůči kalkaneu (Kirby, 1997).

Rozsah supinace a pronace subtalárního kloubu je prezentován inverzí a everzí kalkanea ve frontální rovině. Rozsah pohybu do inverze bývá dvakrát větší než do everze. Celkový rozsah pohybu představuje v teoretické rovině 30° (Albert & Curran, 2018). Kalkaneus je největší, nejsilnější a nejvíc posteriorně uloženou kostí nohy (Cailet, 1968 in Brockett & Chapman, 2016). Dle studie Gota, Moritoma, Itohary, Watanabea a Sugamota (2009) kalkaneus při dorzální a plantární flexi nohy rotuje z dorzolaterální pozice do medioplantární. Osa rotace kalkaneu vzhledem k talu probíhá šikmo přes krček talu anteroposteriorně, dorzoplantárně a mediolaterálně. Kalkaneus je vystaven inferiornímu působení tlakové síly tělesné hmotnosti a reakční síle podložky směřující superiorně. Jestliže střed těchto dvou sil prochází těžištěm kalkaneu, nedochází ke vzniku rotačního momentu a osa kosti prochází vertikálně. Pokud reakční síla podložky působí

laterálně od těžiště kalkanea a/anebo síla tělesné hmotnosti působí mediálně od těžiště, dochází ke vzniku everzního rotačního momentu působícího na kalkaneus (Albert & Curran, 2018).

#### *2.1.2.2.1 Konflikt terminologie pojmenování pohybů v subtalárním kloubu*

Terminologie v označení pohybu subtalárního kloubu jako supinace/inverze a pronace/everze se napříč literaturou liší. Obě kombinace pojmů se poprvé objevily v průběhu 19. století (McDonald & Tavener, 1999). Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že současní autoři se neshodují v otázce, která ze dvojic označuje pohyb probíhající jako jednoduchý ve frontální rovině, a která představuje složený pohyb probíhající ve třech rovinách. Dochází také ke zaměňování pojmů, používání pojmů jako synonym nebo jejich doplnění o vnitřní a zevní rotaci. Příklad nejednotnosti se nachází i v dřívějších pramenech, kde Root, Orien, Weed a Hughes (1971) a Maggee (1992 in Vařeka & Vařeková, 2009) chápou inverzi a everzi jako pohyby jednoduché a supinaci a pronaci jako pohyby složité. Naopak Kapandji (1987) supinaci a pronaci popisuje jako pohyby jednoduché a inverzi s everzí považuje za pohyby trojrozměrné, ve stavu nezátížené nohy. McDonald a Tavener (1999) dále objasňují, že označení pohybu jako inverze/everze je používáno za podmínky nezátížené nohy (v otevřeném kinematickém řetězci) a jde o pohyb patní kosti v subtalárním kloubu, obvykle ve frontální rovině. Označení pohybu jako supinace/pronace se používá při popisu pohybu zatížené nohy (v uzavřeném kinematickém řetězci). Současně udávají, že pronací předonoží dochází ke zkrutu nohy a supinací předonoží k jeho redukci. Vařeka a Vařeková (2009) závěrem dodávají, že z důvodu přetrvávající nejednotnosti terminologie, je pro pochopení konkrétního textu nutné uvědomit si, jakým způsobem jsou pojmy označující pohyb v daném textu používány.



### 2.1.2.3 Transverzotarzální kloub

Transverzotarzální kloub umožňuje pohyb ve třech rovinách kolem šikmé a podélné osy (Hicks, 1953). Albert a Curran (2018) zastávají názor, že tyto osy jsou primárně teoretické, ale pro účely lepšího vysvětlení komplexnosti funkce kloubu se nadále používají. Šikmá osa orientačně prochází s odklonem  $52^\circ$  od transverzální roviny a  $57^\circ$  od sagitální roviny, podélná osa prochází  $15^\circ$  od transverzální roviny a  $9^\circ$  od sagitální (Manter, 1941 in Michaud, 1997). Velký rozsah pohybu ve směru dorzální a plantární flexe, abdukce a addukce zaručuje průběh šikmé osy. Uložení podélné osy zodpovídá za téměř čistou inverzi a everzi (Michaud, 1997).

### 2.1.2.4 Tarzometatarzální klouby

Tyto klouby je možno popsat samostatně dle jednotlivých paprsků. První paprsek představuje funkční jednotku. Osa kloubu, která umožňuje pohyby do inverze/ dorzální flexe a everze/ plantární flexe, je od frontální i sagitální roviny odkloněna přibližně  $45^\circ$ . Probíhá anteroposteriorně, lateromediálně a plantodorsálně. Leží v těsné blízkosti  $9^\circ$  od transverzální roviny, proto je rozsah abdukce a addukce klinicky zanedbatelný, pronace a supinace jsou omezeny možnostmi okolní měkké tkáně. Na správné funkci prvního paprsku závisí efektivní provedení propulse nohy. Druhý a třetí paprsek je tvořen metatarzem a příslušnou kuneiformní kostí, čtvrtý paprsek je tvořen pouze čtvrtým metatarzem (Albert & Curran, 2018; Michaud, 1997). V těchto kloubech dochází pouze k dorzální a plantární flexi (Root et al., 1977). Pátý paprsek je opět tvořen pouze pátým metatarzem. I přes limitaci určitého protažení ligament dané oblasti, dochází v ose ležící  $20^\circ$  od transverzální roviny a  $35^\circ$  od roviny sagitální, k relativně velkému rozsahu pohybu do dorzální a plantární flexe, rovněž inverze a everze. Z důvodu odklonu osy o  $20^\circ$  od transverzální roviny dochází také k malé abdukci a addukci (Michaud, 1997).

### 2.1.2.5 Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby

V metatarzofalangeálních kloubech dochází k pohybu po dvou osách, a to ose v rovině sagitální a ose v rovině transverzální. V průběhu chůzového cyklu je pohyb v sagitální rovině zcela zásadní, naopak v transverzální rovině je zanedbatelný. Interfalangeální klouby mají pouze příčnou osu, která jim umožňuje pohyb v sagitální rovině do plantární a dorzální flexe (Michaud, 1997).

### 2.1.3 Klenba nožní

Klenba nohy představuje strukturu, která je daná vývojem pronatorního zkrutu nohy, propojuje všechny klouby, ligamenta a svaly chodidla do jednoho celistvého systému. Napětí ligament a funkce svalů je řízeno centrálním nervovým systémem (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003)

Z hlediska statiky je tvořena třemi hlavními oblouky sbíhajícími se do tří pilířů opírajících se o podložku v místě hlavičky I. a V. metatarzu a dorzálních částí kalkanea (Vařeka & Vařeková, 2009). Pilíře představují klenbu příčnou, podélnou mediální a nepříliš výraznou klenbu laterálního okraje nohy (Véle, 2006). Mediální a laterální longitudinální klenby nejsou funkčně odděleny, ale vzájemně pro sebe vytváří podporu (Gervis, 1943). Mediální podélná klenba má vyšší oblouk a větší rozpětí než klenba laterální, může se tedy více přizpůsobit a poddat zátěži (Kirby, 2014). Odchytky v normální struktuře mediální podélné klenby způsobují nestabilní a funkčně nevyvážené podmínky nohy, jejichž příkladem je plochá a vysoká noha (Franco, 1987).

Zvýšenou rezistencí laterální podélné klenby proti jejímu oploštění v důsledku působení reakčních sil podložky, dochází k potenciálnímu zvýšení působení reakční síly na laterální hlavičky metatarzů. To má za následek zvýšení pronačního momentu subtalárního kloubu. V praxi to znamená tendenci k pronačnímu postavení nohy při kontaktu se zemí (Kirby, 2014). To je dle Roota et al. (1977) nevyhnutné pro optimální flexi kolenního kloubu, která představuje primární, otřesy pohlcující mechanismus dolní končetiny. Nedílnou součástí tohoto mechanismu je snížení pozice kotníku v důsledku pronace subtalárního kloubu.

Vařeka & Vařeková (2009), vycházejí z funkčního dynamického hlediska Kapandjeho (1987), klenbu přirovnávají ke „střeše, kde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení kleštinami“, což umožňuje noze „odolávat dynamickým změnám měnícího se zatížení během chůze a kontrolovat polohu COP ve stoji“.

Kromě kostí se na udržování tvaru klenby podílejí svaly, ligamenta a kloubní pouzdra. Podporu klenby v dynamickém zatížení zajišťují dlouhé lýtkové svaly, které ji podepírají (Véle, 2006). Mezi čtyři komponenty pomáhající předcházet zploštění mediální podélné klenby patří:

- 1) plantární fascie (centrální část plantární aponeurózy),

2) krátké vnitřní svaly nohy – m. abduktor hallucis, m. flexor digitorum brevis, m. flexor hallucis brevis, m. quadratus plantae,

3) šlachy dlouhých svalů nohy– m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus,

4) plantární ligamenta podélné klenby, kalkaneonavikulární ligamenta, navikulokuneiformní ligamenta a mediální ligamentum metatarzokuneiformního kloubu (Sarrafian, 1983 in Kirby, 2014).

Dle Sira Keitha (1929) je klenba nožní chráněna a udržována hlavně reflexním posturálním působením svalů, působení ligament je druhořadé. Transverzální hlava m. adductor hallucis podporuje příčnou klenbu. Příčnou a laterální podélnou klenbu podporuje m. opponens digiti minimi. Mm. peronei brevis a longus, m. flexor digiti minimi brevis a m. abductor digiti minimi pomáhají udržovat laterální podélnou klenbu. Mediální podélnou klenbu zpevňují m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a m. abductor hallucis longus (Kapandji, 1987).

Klenba nohy je zásadní oblastí globálního zdroje aferentace. Nefunkčnost nožní klenby společně s neoptimální oporou nohy a svalovým předpětím, způsobuje zkreslení aferentace do centrální nervové soustavy, která aktivuje vzpřímené postavení těla. Aktivita svalů nohy tak ovlivňuje postavení pánve, aktivaci hlubších vrstev pánevního dna, funkční zapojení bránice a postavení hrudníku (Kolář, 2009; Skalka, 2002).

## 2.1.4 Typologie nohy

Typologie nohy je klinickým konceptem sloužícím k zjednodušení anatomické složitosti nohy (Hillstrom et al., 2013). Zabývá se morfologickým popisem nohy, který kombinuje strukturální rozdíly v postavení a výšce klenby (Mootanah et al., 2013).

### 2.1.4.1 Klasická typologie nohy

Klasická typologie nohy, která vychází z tripodního modelu nohy, rozlišuje tři základní typy (Obrázek 1): plochá noha, normální noha a vysoká noha (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 1. Typy nohy (upraveno z profimedia.cz)

#### 2.1.4.1.1 Plochá noha

Plochá noha je definována nízkou podélnou klenbou, valgotickým zadonožím a/nebo varotickým předonožím (Root et al., 1977). Nejčastějším důvodem vzniku plochonoží u dospělých je dle Haendlmayera a Harrise (2009) dysfunkce m. tibialis posterior. Typicky jde o unilaterální dysfunkci, kdy první stadium představuje flexibilní plochonoží, které se časem může rozvinout do rigidního plochonoží. Bývá spojeno s deformitami jako jsou hallux valgus, hallux limitus a hallux rigidus. Ve stejné fázi chůzového cyklu se vyznačuje značným pronačním postavením (Ledoux et al., 2003 in Hillstrom, 2013).

#### 2.1.4.1.2 *Vysoká noha*

Vysoká noha se jeví přehnaně vysokou podélnou klenbou, varotickým zadonožím a/anebo valgotickým předonožím, vzniká v důsledku zkrácení plantárních ligament, kontraktur plantárních svalů a deficitu na úrovni flexorů kotníku. Ve stojné fázi chůzového cyklu se nachází v nadměrné supinaci (Kapandji, 1987; Ledoux et al., 2003 in Hillstrom, 2013; Root et al., 1977).

#### 2.1.4.1.3 *Normální noha*

Normální noha se vyznačuje napřímeným předonožím i zadonožím a svislou osou kalkaneu orientovanou kolmo k zemi. Je definována jako ta, jejíž funkce je během chůzového cyklu normální, je bez značného poškození nebo operace v anamnéze a v současné době nejví známky bolesti nebo významné deformity (Yalcin, Esen, Kanatli, & Yetkin, 2010; Root et al., 1977, Root et al., 1971).

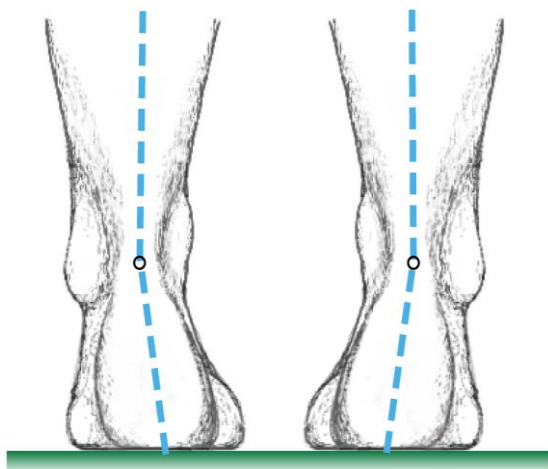
#### 2.1.4.2 Funkční typologie nohy

Merton L. Root vytvořil v 50. a 60. letech minulého století funkční typologii nohy, která primárně popisuje nohu jako dynamický komplex, přičemž rozlišuje stav zatížené a nezatížené nohy. Funkční typologie představuje jeden ze způsobů popisu složité struktury nohy a její dynamické funkce. Posuzuje typ nohy v závislosti na pozici zadonoží k holeni a předonoží k zadonoží. Klinickým termínem se stalo tzv. „neutrální postavení subtalárního kloubu“, což představuje „bod, ve kterém noha není pronovaná ani supinovaná“ (Marenčáková et al., 2016; Tiberio, 1988 in Marenčáková et al., 2016; Vařeka & Vařeková, 2009). Kirby (1997), z důvodu nedostatečného určení neutrální pozice subtalárního kloubu, upřednostňuje určení neutrálního postavení prostřednictvím pozice maximální kongruence artikulačních ploch posteriorních faset talu a kalkaneu. Stejně se vyjadřuje i Kapandji (1987), který dodává, že této pozice je dosaženo vlivem působící gravitační síly, nikoliv tahem ligament, a to ve vodorovné poloze nohy nebo při stoji se symetrickým zatížením obou dolních končetin.

Funkční typologie nohy dle Roota rozlišuje varózní zánoží, varózní předonoží, valgózní předonoží, později byla doplněna o další podtypy (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### 2.1.4.2.1 Varózní zánoží

Nejčastěji se vyskytujícím typem funkčního postižení je varózní zánoží (Obrázek 2). Je prezentováno tibiofibulární a subtalární varozitou, kdy osy kostí svírají mezi sebou úhel větší než  $4^\circ$ . Noha tohoto typu není při chůzi schopna zaujmout kolmou polohu při dopadu paty na podložku z důvodu nadměrně invertovaného zadonoží. Iniciační kontakt se uskutečňuje posterolaterálním okrajem kalkaneu. Kompenzačně dochází k nadměrné pronaci subtalárního kloubu, předonoží zůstává invertováno podél podélné osy středonoží excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Subtalární kloub postupným zatěžováním dále pronuje o  $6\text{--}8^\circ$ , aby se mediální část předonoží dostala do kontaktu se zemí (Michaud, 1997).



Obrázek 2. Varózní zadonoží (upraveno z [cascadedafa.com](http://cascadedafa.com))

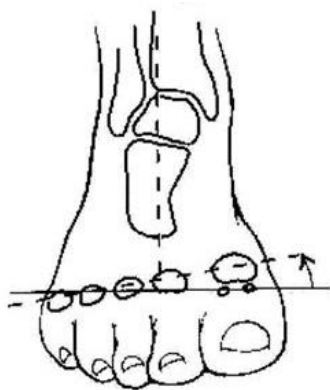
Nadměrná pronace subtalárního kloubu může mít za následek řadu poškození, například zánět okostice holeně (Viitasalo & Kvist, 1983; Messier & Pittala, 1988 in Michaud, 1997) nebo únavové zlomeniny tibie z důvodu nízké tolerance nadměrného působení torzních sil, způsobených nadměrnou addukcí talu (Matheson et al., 1987 in Michaud, 1997). Přílišná vnitřní rotace tibie může být důvodem poškození v mediální oblasti kolenního kloubu. Nuceným sklouznutím mediálního tibiálního plata pod příslušný kondyl femuru dochází k namáhání mediálního menisku a dané části kloubního pouzdra. To může mít za následek vznik chronické burzitidy pes anserinus (Lutter, 1980 in Michaud, 1997) nebo iliotibiálního frikčního syndromu (Noble, 1980 in Michaud, 1997). Nadměrná pronace subtalárního kloubu může také souviset s retropatelární artralgií (D'amico & Rubin, 1986 in Michaud, 1997), plica syndromem (Kegerreis, Malone, & Johnson, 1988 in Michaud, 1997) nebo se zvětšením rozsahu vnitřní rotace s následným zvýšením napětí v oblasti úponu m. gluteus maximus a jeho chronického

přetěžování. Vnitřní rotací femuru dochází k nastavení pánve do antevertze, což způsobuje zvětšení lumbální lordózy, přiblížení trnových výběžků obratlů a posteriorní zaklínění intervertebrálních disků. Současně tahem za úpon hamstringů a jejich propojení na sakrotuberální ligamentum, se vytváří predispozice pro vznik sakrokokcygeální dysfunkce (Michaud, 1997).

Nejčastějšími symptomy, které se projevují u varózního zánoží, jsou mírné snížení mediální podélné klenby v zatížení, vznik retrokalkaneální burzitidy, Haglundovy deformity, tvorba kalusu pod hlavičkami druhého a třetího metatarzu (z důvodu disproporčního rozložení zátěže v období propulze mezi prvním až třetím metatarzem) (Michaud, 1997) nebo vytvoření kladívkovitého pátého metatarzu, případně vznik chronické myozitidy nebo tendinitidy svalů zpomalující pronaci subtalárního kloubu (Gehlsen & Seger, 1980 in Michaud, 1997; Messier & Pittala, 1988 in Michaud, 1997). Znamky můžou být patrné i na obuvi, kde bývá více odřená nebo sešlapaná laterální oblast paty.

#### 2.1.4.2.2 Varózní předonoží

Varózní předonoží (Obrázek 3) není v populaci tak časté, ale může mít za následek řadu poruch na úrovni kloubu kolenního, kyčelního nebo na úrovni pánve.



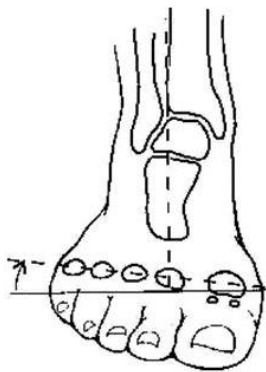
Obrázek 3. Varózní předonoží (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Konstantní inverze předonoží je při chůzi kompenzována nadměrnou pronací subtalárního kloubu, což způsobuje mediální posun talu vůči kalkaneu. Tato zvýšená pronace v období kontaktu nohy se zemí představuje predispozici pro vznik zranění a postižení jako u varózního zadonoží. Michaud (1997) dále popisuje pokles mediální podélné klenby ve stavu se zatížením i bez něho, tvorbu kalusu pod hlavičkami druhého,

třetího a někdy čtvrtého metatarzu s tylomem v distální mediální oblasti proximálního článku prstu a kladívkovitění pátého prstu. Kalkaneus v chronickém everzním postavení může být příčinou neuropatií mediálního a laterálního plantárního nervu a nervu abduktoru pátého prstu, dále plantární fascitidy a mikrokortikálních zlomenin těla kalkaneu. Chronická nestabilita hlezenního nebo kolenního kloubu může být následkem konfliktu torzních sil mezi talem a pánví v období propulze. Smart, Taunton a Clement (1980 in Michaud, 1997) popisují možnost vzniku mediální peritendinitidy Achillovy šlachy.

#### 2.1.4.2.3 Valgózní předonoží

Valgózní předonoží (Obrázek 4) je nejčastější deformitou přední části nohy. Obvykle se vyskytuje u vysokého typu nohy a projevuje se flexibilním nebo rigidním průběhem. (Michaud, 1997).



Obrázek 4. Valgózní předonoží (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Dle Sgarlata (1971 in Michaud, 1997) jde o vývojově podmíněnou nadměrnou rotaci krčku talu. Dále se uvažuje o vzniku na podkladě kongenitální malformace, neuromuskulárního onemocnění, traumatického poškození nebo různého idiopatického poškození, například nesouladem mezi vývojem kostí a svalů. Pronace předonoží kromě oploštění mediální podélné klenby, způsobuje i oploštění příčné klenby oddálením metatarzů (Franco, 1987). Změny mechaniky valgotického předonoží a následně symptomy s ním spojené, závisí na velikosti deformity a rigidity středonoží a kompenzačních schopnostech subtalárního kloubu.

Flexibilní valgotické předonoží se může projevovat střední až vyšší mediální podélnou klenbou ve stavu bez zatížení a její mírným snížením v zatížení, možným vznikem kalusu pod hlavičkou prvního, druhého a někdy i třetího metatarzu, vytvořením



hallux limitus, hallux abductovalgus, intermetatarzofalangeální burzitidy se sekundárním interdigitálním neuromem nebo myozitidy peroneálních svalů (Michaud, 1997).

Rigidní valgotické předonoží vytváří predispozice k vysoké mediální podélné klenbě v zatížení i bez něho současně s invertovanou patou ve stejné fázi, vytvoření kalusu pod hlavičkou prvního a pátého metatarzu, kladívkovatění nebo dráповatění čtvrtého a pátého prstu, k vytvoření primárního interdigitálního neuromu nebo Haglundově deformitě s retrokalkaneální burzitidou. Dále pak k laterální peritendinitidě Achillovy šlachy, chronické tenosynovitidě, m. peroneus longus, difuzní bolesti laterálního kotníku a kolene, chronickému napětí m., gluteus medius s možností vzniku artrózy kyčelního kloubu a bolesti dolní části zad (Michaud, 1997; Root et al., 1977).

Mezi jednotlivými funkčními typy nohy existují rozdíly v načasování a rozsahu pohybu kalkanea v rámci chůzového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009). Důvod, proč jsou určité patologie spojené se specifickým typem nohy, nebo proč jsou někteří jedinci s plochou nebo vysokou nohou asymptomatictí, dosud není znám (Ledoux et al., 2003 in Hillstrom, 2013). K deformitám nohy může docházet z důvodu nedostatečné funkce svalů nebo ligament nohy (Véle, 2006). Mezi hlavní deformity nohy patří pes calcaneus, pes equinus, pes varus, pes valgus, pes cavus (excavatus) a pes planus. Další typy vznikají kombinací hlavních typů. Častou deformitou v oblasti metatarzofalangeálního kloubu palce je hallux valgus (Véle, 2006).

#### 2.1.4.2.4 Vývoj klinické typologie a modelů funkce nohy

Koncept funkční typologie nohy je považován za doposud nejvíce propracovaný model funkce nohy. Tvoří podklad pro funkční ortézování dle Roota, jehož cílem je kontrola pohybu nohy. V průběhu let byl koncept typologie rozvíjen a propracováván, a to z důvodu postupně se objevujících problémů a nedostatků v jeho aplikaci (Models of Foot Function – Physiopedia, n.d.; Vařeka & Vařeková, 2009).

V 80. letech minulého století Kevin A. Kirby publikoval vlastní techniku určení průběhu osy subtalárního kloubu. Poukázal na změnu pronačního a supinačního momentu reakční síly podložky v závislosti na průběhu této osy. Na základě výsledků vlastní vyšetřovací techniky zavedl techniku ortézování s názvem Medial heel skive (MHS) a je autorem teorií *Subtalar joint axis location* a *Rotational equilibrium theory of foot function* (Kirby, 2001, 2006; Lee, 2001).

Malá reliabilita měření a nízký výskyt jedinců s ideálním postavením nohy, které charakterizoval Root, byly podnětem pro vznik modelu *Tissue stress model*, ten byl roku

1995 byl zaveden McPoilem a Huntem. Základ tvoří deformační křivka zatížení, která slouží ke zjištění etiologie, jejímu pochopení a léčbě přetěžované nebo chronicky zraněné nohy (Mills, Blanch, Chapman, McPoil & Vicenzino, 2010). Tato křivka poukazuje na dvě oblasti, a to na zónu elastickou a plastickou. V případě, že působící zatížení nohy zasahuje do plastické zóny, dochází k trvalému poškození měkké tkáně, a to v různé míře. Podle vyšetření a anamnézy je určeno, zda jsou stávající potíže způsobené mechanickým přetěžováním nebo jsou jiné etiologie. Na základě zjištění dochází k doporučení ortézování nebo jiné terapie (Kirby, 2006; Lee, 2001; „The Tissue Stress Model“, n.d.).

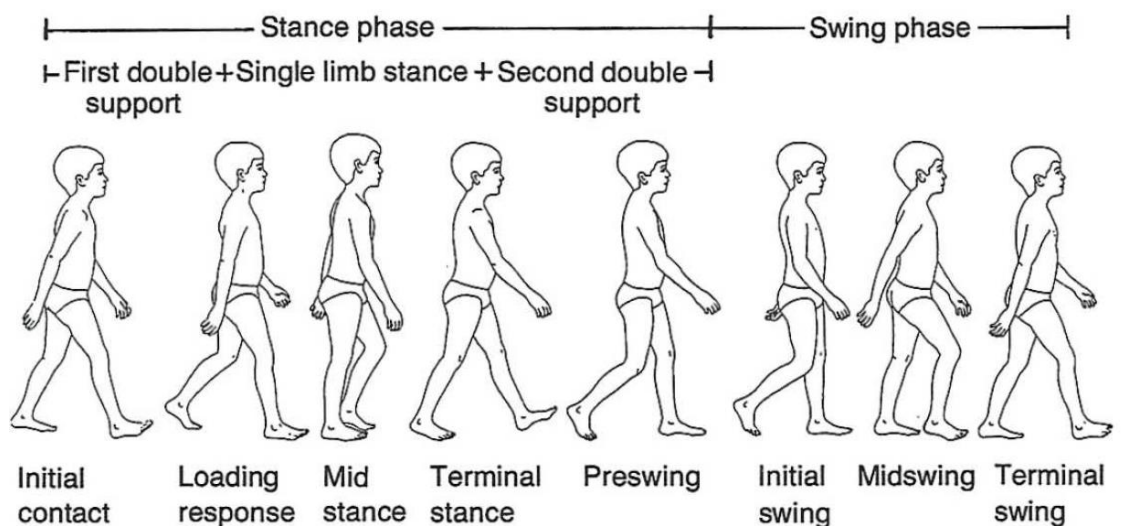
V roce 1999 vytvořil Fuller na základě Kirbyho teorie o průběhu osy subtalárního kloubu koncept *Center of Pressure Theory*. COP, centre of pressure, definuje Winter (1995) jako působiště vektoru reakční síly podložky. V případě, že se COP nachází laterálně od osy subtalárního kloubu, vzniká tendence pronáčného postavení nohy. Přetížením nebo selháním kompenzačních mechanismů dochází k rozvinutí patologií typu hallux valgus, hallux limitus, syndrom sinus tarsi a jiné. Působiště vektoru nacházející se pod osou subtalárního kloubu, vede k rozvoji laterální instability. Laterální instabilita, z důvodu působení síly se supinačním účinkem, vzniká i v případě, kdy se COP nachází mediálně od osy subtalárního kloubu. Objevuje se s opakovanými distorzemi, případně tendopatií m. peroneus longus. Později ze spolupráce Fullera, Kirbyho, McPoila a Hanta vznikl všeobecný model (Bird, 2002 in Vařeka & Vařeková, 2009; Fuller, 1999; Lee, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009).

*Sagittal Plane Facilitation* je koncept, který koncem 90. let představili Payne a Dananberg. Jeho podkladem je teze o schopnosti nohy odolávat silám působícím v době odrazu. Tato schopnost je podmíněna funkčním tzv. kladkovým mechanismem plantární aponeurózy (Bolgia & Malone, 2004), dále funkčním zámkem kalkaneokuboidního kloubu v průběhu supinace kalkanea (Bojsen-Møller, 1979) a možností komprese kostěných struktur klenby nožní v průběhu zatížení. V případě dysfunkce těchto mechanismů dochází ke kompenzaci ve smyslu apropulzivní chůze s opožděným zvednutím paty po kontralaterálním počátečním kontaktu nohy a vyhýbání se zatížení prvního paprsku se zatížením laterální hrany nohy. Dále může být přítomna hypermobilita proximálních kloubů, propulze s abdukčním nebo addukčním nastavením nohy a jiné. Koncept je využíván v konzervativní léčbě hallux limitus. Celkový princip ortézování je založen na ulehčení pohybu v sagitální rovině (Daniel & Colda, 2012; Vařeka & Vařeková, 2009).

## 2.1.5 Kinematika hlezenního kloubu a nohy v chůzovém cyklu

Chůzový (krokový) cyklus (Obrázek 5) je základním prvkem lidské lokomoce. Představuje fázi mezi dvěma po sobě jdoucími dopady stejnostranné paty na zem a je rozdělen na fázi stojnou a švihovou (Inman, Ralston, & Todd, 1981 in Michaud, 1997). V průběhu stojné fáze je distální konec kinetického řetězce, reprezentovaný nohou, fixován reakčními silami k zemi, jde tedy o pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci. Naopak při fázi švihové dochází k pohybu v otevřeném kinematickém řetězci, kde je distální konec řetězce volně pohyblivý (Michaud, 1997).

V rámci stojné fáze se noha dostává do kontaktu s podložkou ve třech stádiích. Jako první dochází ke kontaktu paty, ve stádiu postupného zatěžování je v kontaktu pata a předonoží, ke konci stojné fáze jenom předonoží, hlavně první metatarz a palec (Bojsen-Møller & Lamoreux, 1979). Nyska a Mann (2002) rozdělují stojnou fázi na fázi dopadu a aktivní fázi. V době dopadu se dolní končetina chová jako pasivní struktura s určitými mechanickými vlastnostmi. Nemůže reagovat na náhlé změny a změny strategie ve svalové odpovědi, ale využívá předprogramované odpovědi pro danou situaci. Naproti tomu pohyby v aktivní fázi jsou zcela řízené aktivitou svalů, nohu v této fázi tedy považují za aktivní strukturu (Allinger & Engsborg, 1993 in Nyska & Mann, 2002).



Obrázek 5. Chůzový cyklus dle Perry (Vaughan, Davis & Jeremy, 1999)

### 2.1.5.1 Počáteční kontakt (Initial contact)

Ve fázi počátečního kontaktu m. soleus zpomaluje vnitřní rotaci tibie, hlezenní kloub se nachází v neutrální pozici nebo minimální dorziflexi působením pretibiálních svalů. M. tibialis posterior společně s m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus vykazují značnou aktivitu ve zpomalení pronace subtalárního kloubu a vnitřní rotace dolní končetiny. Pronace subtalárního kloubu je pasivně iniciována laterálním posunem kalkaneu vůči ose tibie. Toto nastavení subtalárního kloubu napomáhá absorpci nárazu a prevenci zranění. Transverzotarzální kloub je plně pronován dle své šikmé osy a supinován kolem longitudinální osy. Středonoží je tak v odemčeném nastavení. Klíčovým pohybem prstů u chůze je flexe a extenze. V době iniciálního kontaktu se nacházejí v extenzi mimo kontaktu s podložkou (Michaud, 1997; Perry, 1983 in Perry & Burnfield 2010; Root et al., 1977; Wang et al., 2019; Whittle, 1999).

### 2.1.5.2 Stadium zatěžování (Loading response)

Postupně dochází k přenosu tělesné hmotnosti na kročnou končetinu, a tedy k fázi postupného zatěžování, kde dochází k plantární flexi hlezenního kloubu a pronaci subtalárního kloubu za účelem zpomalení dopředného pádu těla a snížení otřesů z dopadu. Laterální rotace kalkaneu snižuje podporu hlavičky talu, což způsobuje jeho vnitřní rotaci a pevné zapření se do hlezenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Způsob přenosu zátěže přes předonoží je individuální, většinou přichází pátý metatarz do kontaktu s podložkou jako první, u menšího procenta lidí je to první metatarz (Hutton & Dhanendran, 1979 in Perry a Burnfield 2010). Prstce se postupnou flexí dostávají do neutrální pozice, až do doby středního stoje (Wang et al., 2019).

### 2.1.5.3 Střední stoj (Midstance)

Kontakt paty společně s prvním a pátým metatarzem charakterizuje fázi středního stoje. Excentrická kontrakce m. soleus a mm. gastrocnemii zabezpečuje stabilitu hlezenního kloubu, bérce zevně rotuje. Aktivita m. tibialis posterior a m. soleus vrací subtalární kloub zpátky z pronace do supinace ke zlepšení stability středonoží. Dále dochází k abdukci talu a pronaci transverzotarzálního kloubu kolem obou os. Supinační síly působící na subtalární kloub vyvažuje aktivita peroneálních svalů, m. peroneus longus, společně s m. tibialis posterior, stabilizují středonoží generováním kompresních sil na tarzální kosti. M. peroneus brevis tahem za pátý metatarz vyvolává kompresní sílu

na os kuboideum, která se přenáší až na kalkaneus, a tím stabilizuje celý laterální paprsek. (Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.1.5.4 Terminální stoj (Terminal stance)

Fáze terminálního stoje má počátek ve zvednutí paty. V tomto momentě se hlezenní kloub nachází v maximální dorzální flexi a následně je flektován plantárně. Zvednutím paty, aktivitou m. soleus, dochází k redukcii pronace subtalárního kloubu pro stabilizování středonoží, vnější rotaci tibie a stabilizaci laterální oblasti předonoží vůči zemi. Předonoží se tak může stát nositelem tělesné hmotnosti. M. peroneus longus plantárně flektuje první paprsek, což napomáhá efektivnějšímu provedení terminální fáze, zatímco společně s m. peroneus brevis evertují uzamčený laterální paprsek. Dlouhé flexory prstů stabilizují metatarzofalangeální klouby, ve kterých následně dochází ke zvyšování dorzální flexe při stálém kontaktu s podložkou. Kontrola pohybu v metatarzofalangeálních kloubech je nezbytná pro optimální dopředný pohyb celého předonoží (Carlson, Fleming, & Hutton in Perry & Burnfield, 2010; Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010; Wang et al., 2019).

#### 2.1.5.5 Předšvihová fáze (Preswing)

Stojnou fázi ukončuje kontakt druhostranné končetiny s podložkou a začíná fáze předšvihová, kdy je tělesná hmotnost postupně přenášena na kontralaterální končetinu. Hlezenní kloub se na počátku fáze, prostřednictvím m. triceps surae, nachází v maximální plantární flexi. Palec je po zdvižení z podložky následně rychle dorzálně flektován do neutrální pozice, aby bylo umožněno optimální nastavení polohy prstů ve švihové fázi a přípravě pro další chůzový cyklus. Metatarzofalangeální klouby umožňují překlopení nohy nad hlavičkami metatarzů, zatímco plně extendované prstce jsou stále v kontaktu se zemí a poskytují širokou opěrnou plochu pro předonoží (Perry & Burnfield, 2010; Wang et al., 2019).

#### 2.1.5.6 Počáteční švih (Initial swing)

Ve švihové fázi dochází k postupné dorzální flexi hlezenního kloubu, noha se nachází v neutrální pozici ( $\pm 5^\circ$  plantární flexe), pronuje kolem osy transverzotarzálního a subtalárního kloubu. V průběhu švihové fáze prstce jemně flektují, respektive jsou

v uvolněné pozici, následně mírně extendují v rámci přípravy na další chůzový cyklus (Perry & Burnfield, 2010; Wang et al., 2019).

#### 2.1.5.7 Mezišvih (Midswing)

Ve fázi mezišvihu hlezenní kloub postupuje dorzální flexí do neutrální polohy. Zvýšení aktivity pretibiálních svalů má za následek dosažení optimální pozice hlezenního kloubu pro další iniciální kontakt. Subtalární kloub společně s transverzotarzálním kloubem se nachází v pronaci, první paprsek je v inverzi a dorzální flexi (Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.1.5.8 Konečný švih (Terminal swing)

Těsně před opětovným dopadem nohy na zem dochází ke kontrakci pretibiální svaloviny, probíhá tedy příprava tlumení nárazu při dopadu. Dochází k mírné dorziflexi hlezenního kloubu, aktivitou m. tibialis anterior předonoží invertuje. Subtalární kloub je v pozici lehké supinace (Basmajian & De Luca, 1985 in Michaud, 1997; Michaud, 1997).

## **2.2 KINEMATICKÁ ANALÝZA POHYBU**

### **2.2.1 Kinematické metody**

Analýza pohybové činnosti posuzuje pohyb z kvantitativního a kvalitativního hlediska. Na základě charakteru měřené veličiny jsou kvantitativní metody děleny na metody dynamické a kinematické. U kinematických metod je pohyb sledován bez ohledu na příčinu. Mezi tyto metody patří goniometrie (elektrogoniometrie), akcelerometrie, stroboskopie, systémy, které pracují na elektromagnetickém principu, systémy, které využívají akustické senzory a optoelektronické systémy (Janura & Zahálka, 2004).

Kvantitativní kinematická analýza se zabývá získáváním a numerickým výpočtem proměnných (veličin), které definují pohyb mezi jednotlivými segmenty, body lidského těla nebo mezi segmentem a osou karteziánské souřadnicové soustavy. Parametry, které můžeme sledovat, jsou lineární a úhlová rychlost a zrychlení, dráha (úhel) a čas. Součástí kinematické analýzy je i grafické znázornění všech výše uvedených proměnných, včetně animace ve všech rovinách na všech periferiích (Giannini, Catani, & Benedetti, 1994; Svoboda & Janura, 2010).

### **2.2.2 Optoelektronická analýza pohybu**

Optoelektronická analýza pohybu zkoumá pohyb prostřednictvím snímání polohy fotoreflexních povrchových značek (markerů), které jsou nalepeny na kůži, v místě těsné blízkosti kůže a periostu kostí analyzovaného kloubu, za účelem zachycení co nejpřesnějšího pohybu v daném kloubu. Markery jsou snímány v určitém kalibrovaném prostoru soustavou kamer, což umožňuje popsat jejich umístění v definovaném trojrozměrném souřadnicovém prostoru (Cappozzo, Catani, Della Croce, & Leardini, 1995; Reinschmidt, Van Den Bogert, Nigg, Lundberg & Murphy, 1997).

Vicon Motion System (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie) je optoelektronický systém specializovaných vysokorychlostních kamer s infračervenými zářiči. Poskytuje možnost měření pohybů celého těla nebo jeho částí se schopností detailního zaměření se na pohyby rukou, obličeje, nohou nebo páteře. Nabízí rovněž možnost získání okamžité zpětné vazby týkající se zaznamenaných pohybů. Využívá se ve výzkumu, vzdělávání, filmovém průmyslu, medicínském prostředí a v analýze pohybů ve sportu, za účelem zvýšení výkonnosti nebo prevence úrazů (Aggarwal, & Cai, 1999; Vicon Motion Capture, n.d.). Výstupná trojrozměrná data jsou vytvářena kombinací dvojrozměrných dat z každé kamery systému. Kamerový senzor snímá světlo odražené

od značek jako řadu horizontálních video linek, které systém zpracovává a vypočte centrální souřadnice pro každou značku (The essentials of motion capture, n.d.).

### **2.2.3 Oxford foot model**

Oxford foot model je multisegmentový kinematický model vyvinutý pracovištěm Nuffield Orthopaedic Centre v Oxfordu (Oxford foot model, VICON Software), který je používán pro kvantifikaci funkčnosti komplexu nohy v průběhu chůze u pacientů s rozličnými patologiemi a potížemi (Levinger et al., 2010 in Kostuj et al., 2018; Stebbins, Harrington, Thompson, Zavatsky, & Theologis, 2010 in Kostuj et al., 2018).

K určení pohybu hlezenního kloubu definuje zadonoží (kalkaneus a talus), předonoží (metatarzy), palec u nohy a segment tibie. V rámci kinematické analýzy chůzového cyklu popisuje úhlový pohyb zadonoží vůči předonoží a rotace zadonoží vůči tibií ve třech rovinách. Kvantifikace pohybů různých segmentů nohy vůči sobě umožňuje lepší pochopení její adaptability v dynamice napříč všemi rovinami (Carson, Harrington, Thompson, O'connor, & Theologis, 2001). Model je často využíván pro analýzu chůze zdravých jedinců i těch s patologiemi (Deschamps et al, 2011 in Dixon, Böhm, & Döderlein, 2012). Je vysoce spolehlivý u dospělých (Wright, Arnold, Coffey, & Pidcoe, 2011 in Dixon et al., 2012) i dětí (Curtis, Bencke, Stebbins, & Stansfield, 2009 in Dixon et al., 2012), poměrně snadno interpretovatelný a kompatibilní se systémem Vicon Motion System. Navíc Balsdon a Dombroski (2018) ve své studii poukázali na vynikající spolehlivost opakovatelnosti měření kinematiky nohy, výsledkem studie byla dobrá shoda pro testování mezi jednotlivými dny měření.

Model končetiny, na němž jsou metodiky snímání založené, je tvořen řadou propojených segmentů pohybujících se v prostoru a čase (Giannini et al., 1994). Six degrees of freedom (6DOF) je označení pro koncept šesti stupňů volnosti, v nichž se těleso může volně pohybovat v rámci trojrozměrného prostoru. Definuje počet nezávislých parametrů, které určují konfiguraci mechanického systému (Six Degrees of Freedom (6DOF), n.d.). Tělo se tak může pohybovat v prostoru pomocí kombinace tří lineárních posunů a tří úhlových rotací (Giannini et al., 1994).



## 2.3 KALCEOTIKA

Kalceotika patří do oboru ortopedické protetiky a zaměřuje se na návrh a stavbu individuální ortopedické obuvi a ortopedických vložek (Gallo, 2011). Samostatnost oboru není ve všech zemích zcela běžná, v České republice obecně spadá do oboru protetika-ortotika (Černý, 2014). Zabývá se řešením stavu diabetické nohy, různých deformit, následků posttraumatických stavů nebo vrozených vad v oblasti nohy (Gallo, 2011).

Ortopedickoprotetické pomůcky, vložky i specializovaná obuv, představují podstatný doplněk při léčbě nebo záchovném, antalgickém, případně kosmetickém přístupu k onemocnění nohy. Funkčně působí mobilizací, například zkrácením odvalu chodidla při kroku, vyrovnáním nebo korekcí ve smyslu žádoucího upravení stélky, podešve nebo podpatku obuvi (Hadraba, 2006; Regnauld, 1986). Jsou určeny pro dlouhodobé používání, tedy déle než 6–8 týdnů. Jejich provedení tedy musí být uzpůsobeno na dlouhodobé nošení s možností případného obměňování. Zhotovení podléhá z výrobně-technického hlediska přesným a úplným měrným podkladům (Hadraba, 2006).

### 2.3.1 Ortopedické vložky

Ortopedické vložky jsou zdravotnickým prostředkem, který se umísťuje do obuvi za účelem zvýšení mechanické funkce nohy (Borský, 2016). Hlavním cílem stélek není udržení subtalárního kloubu v neutrální pozici, jak to bývá zvykem v důsledku učení Roota, Weeda a Oriena, které popisuje biofyzikální kritéria pro určení normálnosti. Je ním změna velikosti a časových vzorců reakčních sil působících na chodidlo, umožnění normální funkce nohy a snížení patologického zatížení strukturálních komponent nohy a dolní končetiny při zátěžových aktivitách (Kirby, 2002).

Použitím vložky je tedy možné funkčně ovlivnit charakter nášlapu. Dle Dungla (2014) není odval nohy závislý na konstrukci ortopedické vložky, ale na konstrukci napínací stélky a podešve. Hlavním účelem upravených ortopedických vložek je mechanické podepření a odpružení nohy s regulací pohybů paty a kompenzace biomechanických defektů nohy jako je například nadměrná pronace nohy a nestejná délka končetin (Mattila et al., 2011; Razeghi & Batt, 2000 in Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016).

Výroba ortopedických vložek podléhá morfologicko funkčnímu nálezu na konkrétní noze (Dungl, 2014), zjištěnému počátečním vyšetřením, nejlépe pod dohledem

ortopéda (Regnauld, 1986). Vyšetření může být uskutečněno staticky pedografem, pedobarografem, otiskem do pěny nebo elektronickým sejmutím distribuce tlaku na plosce nohy. To se staticky nebo dynamicky uskutečňuje za pomoci elektronické podložky nebo chodníku, případně snímače vloženého do boty. Dalším způsobem získání podkladů je dynamický otisk plosky do plastického materiálu, který je umístěn do speciálního sandálu (Černý, 2008).

Ortopedické vložky existují v krátké, tříčtvrteční, poloviční nebo celé délce. Tříčtvrteční a poloviční vložky byly populární v minulé době, nyní se od jejich používání upouští z důvodu jejich polohové nestability v obuvi a současné neschopnosti zajistit trvalý standardní funkční efekt. Krátké vložky jsou určeny pro malou přídatnou korekci. Žádoucího efektu vložky může být dosaženo pouze v kombinaci s vyhovující obuví (Brozmanová, Spišáková & Kokavec, 2011; Dungal, 2014).

Ortopedické vložky bývají předepisované zejména se záměrem změny pohybu zadonoží ve frontální rovině. Častým účelem je snížení everze zadonoží (Perry, 1992 in Chevalier & Choskalingam, 2011; Root et al., 1977) s podporou mediální podélné klenby. Dalším důvodem indikace je předcházení poruchám pohybového aparátu jako jsou zranění z přetížení nebo bolesti dolní části zad (Sahar et al., 2007 in Mattila et al., 2011; Yeung & Yeung, 2001). Někteří výrobci propagují výhody ortopedických vložek a tvrdí, že je možné se těmto poruchám i vyhnout právě nošením stélek (Mattila et al., 2011). To ale nepotvrzuje šest randomizovaných kontrolních studií, které se zabývaly vlivem ortopedických vložek na bolesti dolní části zad (low back pain, LBP). Studie dospěly k závěru, že nošení vložek nepůsobí preventivně vůči vzniku LBP (Sahar et al., 2007 in Mattila et al., 2011).

### 2.3.1.1 Historie

Používání vložek není novodobým terapeutickým postupem. Roku 1845 popsal anglický pedikér Durlacher použití vkládacích kožených vložek k léčbě patologií mechanického původu. Kožené vložky byly v roce 1874 z mediální strany doplněny o prodlouženou část paty anglickým chirurgem Hughem Owenem Thomasem. Takto upravená vložka se přes století používala k léčbě plochonoží. Koncem devatenáctého století se již běžně využívaly flexibilní podpurné ortotické pomůcky zhotovené z kůže, kůže v kombinaci s pružinami, dále z gumy, korku nebo jiných materiálů, ale také vložky pevné, zhotovené ze dřeva, celuloidu nebo kujných kovů (Schuster, 1974 in Kirby, 2002).

Postupem času se vložky vyvíjely. Až roku 1967 vyvinuli Henderson a Campbell charakteristicky tvarované polypropylénové stélky, jak je známe dnes. Byly navrženy s extrémně vysokým patním lůžkem s mediální a laterální patkou k zabezpečení kalkanea před nežádoucími pohyby (Henderson & Campbell, 1967 in Kirby, 2002; Kirby, 2002).

### 2.3.1.2 Dělení ortopedických vložek

V současnosti se setkáváme s různým dělením a klasifikací stélek. Obecně jsou rozděleny na tři typy, a to na sériově vyráběné, individuální a sériové s lehkým přizpůsobením. Vyrábějí se v základní ploché nebo strukturované/modelované formě na základě čtyř konceptů, jimiž jsou mechanický, propioceptivní, senzomotorický a posturální koncept (Chevalier & Chockalingam, 2011, 2012; Murley, Landorf, Menz & Bird, 2009). Rencuela et al. (2018) definují koncept jako originální vědeckou metodu nebo přístup, na jehož základě je stélka strukturovaná. Koncept vždy funguje v souladu s typem a formou stélky.

*Vložky na předpis* neboli *individuální*, jsou vyrobeny dle reliéfu chodidla a speciálně zkonstruovány na základě individuálních potřeb uživatele, které byly zjištěny vyšetřením určených parametrů ve stavu bez zatížení i v zatížení. *Vložky bez předpisu*, tedy *sériové*, jsou vyráběny průmyslově ve tvarech a velikostech podle průměrných hodnot vztahujících se na danou populaci. Vložky na předpis lze dle účelu, pro který jsou vytvořeny, rozdělit na funkční, akomodační a funkčně-akomodační. *Funkční vložky* jsou navrženy za účelem změny funkce kloubů nohy a dolní končetiny v průběhu zatížení. Úkolem *akomodačních vložek* je změnit velikost a rozfázování působící zátěže na

symptomatické nebo poškozené struktury nohy v zatížení. *Funkčně – akomodační vložky* v sobě kombinují vlastnosti obou předchozích typů (Kirby, 2002).

Z hlediska účinnosti podpůrné funkce se ortopedické vložky rozlišují na měkké a pevné. *Měkké vložky* jsou vyrobené z jedné nebo více vrstev elastického, stlačitelného pěnového materiálu. Jejich hlavní funkcí je kontrolovat a řídit pohyby nohy v průběhu kontaktu nohy se zemí. Vzhledem k poddajnosti materiálu, je pro získání účinku potřebné vyztužení v podobě klínek a pelot, které vytvoří potřebnou oporu nohy. Účinnost jejich působení je závislá na správném mechanismu zamykání a odemykání Chopartova kloubu. *Pevné vložky* jsou tenčí a pevnější, musí však splňovat nároky na určitou flexibilitu materiálu pro pohodlné nošení. Aplikují se do sportovní nebo vycházkové obuvi. Do této skupiny patří i vložky s pevným stabilizačním segmentem (Borský, 2016).

Podle funkce jsou děleny na aktivní, pasivní a plastické. *Plastické vložky* představují přesný odlitek nohy uživatele, který je vyroben z termoplastických materiálů. *Pasivní*, jinak řečeno podpěrné *stélky*, mají v sobě zabudovány korektory pro podepření klenby nohy, většinou jde o průmyslově vyráběné vložky. Příkladem *aktivní vložky* může být stélka se zabudovanou kuličkou, sloužící ke dráždění plosky nohy a reflexnímu tvarování klenby nebo detorzní stélka, jež vloženými pelotami upravuje nastavení nohy. Aktivními vložkami jsou také senzomotorické stélky vyrobené na zakázku, protože slouží ke změně svalové činnosti dolní končetiny specifickým způsobem. (Gallo, 2011; Ludwig et al., 2016).

Rencuela et al. (2018) dělí stélky na základě konceptu a účelu, pro který jsou vyrobené. *Mechanické stélky* rozdělují na stélky pro epidermální stavy a stélky čistě mechanické, *posturální ortézy* dělí na posturální stélky a stélky pro udržení postury. Samostatnou kapitolou jsou *proprioceptivní stélky* a *senzomotorické stélky*.

Proprioceptivní stélky slučují mechanický systém s posturální regulací. Vnímáním drobných nerovností na povrchu stélky dochází k zásahu do neurofyziologických mechanismů ovlivňujících nastavení celé nohy (Ceccaldi, 2014; Ceccaldi & Janin, 2014; Le Normand & Percevault, 2001 in Rencuela et al., 2018). Vycházejí z principu, podle něhož je lidské tělo tvořeno ze tří zárodečných vrstev (ektoderm, mezoderm a endoderm), které mezi sebou vzájemně komunikují, přičemž každá má svoji morfogenezi a patofyziologii. Stimulace chodidla tak může ovlivnit regulaci a distribuci svalového napětí ve smyslu hypotonie nebo hypertonie, na základě lokalizace stimulů (Müller-Gliemann, Drerup, Osada & Wetz, 2006; Rothbart, 2013).

Základem konceptu posturálních stélek je stimulace mechanoreceptorů chodidla za účelem spuštění posturální reakce. V závislosti na klinické diagnóze a indikacích neutralizují plantární nociceptivní zóny, korigují posturu prostřednictvím neurosenzorických stimulací nebo mechanicky působí na přítomné patologie (Parpay & Villeneuve, 1991 in Rencuela et al., 2018).

### **2.3.2 Senzomotorické stélky**

Nejstarším konceptem obuvní ortotiky, který se liší od klasického staticko-mechanického konceptu, je koncept tzv. aktivní ortotiky. Koncept byl vytvořen Hansem Spitzym a jeho úkolem bylo stimulovat a posilovat drobné svaly nohy za pomoci kovové nebo dřevěné polokoule vložené pod podélnou klenbu nohy. Zpočátku byl tento koncept využíván při léčbě dětí s plochou nohou (Jäger & Wirth, 1986 in Baur, Gollhofer, & Mayer, 2013; Wirth, 2000 in Baur et al., 2013).

Senzomotorické stélky nebo také neuromuskulární aferentní stimulační stélky, představují speciálně upravené vložky ovlivňující svalovou aktivitu vysoce specifickým způsobem – aplikováním cílených tlaků na šlachy v oblasti nohy prostřednictvím speciálních klínových prvků. Terapeutický koncept, z něhož vycházejí, byl zpočátku cílen na děti s dětskou mozkovou obrnou a dospělé se spasticitou. Účelem použití tehdy dynamických ortéz pro kotník a nohu bylo dosažení svalové relaxace. Nyní je cílem stimulace reflexů vedoucí ke svalové kontrakci. Přímým ovlivněním svalové aktivace, je tak možné změnit celý pohybový vzorec (Baur, Hirschmüller, Jahn, Müller & Mayer, 2008; Duncan & Mott, 1983 in Ludwig et al., 2016; Hafkemeyer, Poppenborg, Drerup, Möller & Wetz, 2002; Hylton, 1989; Ludwig, Quadflieg & Koch, 2013; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Rozdíl mezi běžnými a senzomotorickými stélkami je v tom, že běžné stélky postrádají prostředky pro funkčně stimulující aferentaci užívané u senzomotorických stélek. Tato stimulace představuje léčebný efekt u bolestivých stavů a funkčních poruch senzomotorických funkcí pohybového aparátu. V případě korekce aferentace je počáteční přínos jenom krátkodobý, proto se doporučuje danou metodu kombinovat s jinými aktivačními a funkčně korekčními terapeutickými postupy (Hähnel, 2012).

### 2.3.2.1 Senzomotorické stélky Schein Orthopädie Service KG

Produkcí senzomotorických stélek se zabývá několik výrobců, například Springer Aktiv AG, PROPRIO® nebo Schein Orthopädie Service KG.

Senzomotorické stélky od společnosti Schein představují aktivní stélky, které se využívají v léčbě mono i bilaterálních vnitřních i vnějších rotací nohy, patologické chůze po špičkách, spastických malpozic, svalové hypo nebo hypertonie a různých patologií nohou jako je například plochonoží. Mezi další patří i reziduální stavy po paretických onemocněních nebo tibial stress syndrom. Koncept NovaPED sensosystem využívá specifické prvky zabudované ve vložkách k ovlivnění motorického systému (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).

Výrobě konečného produktu předchází různá vyšetření, stanovení diagnózy a vytvoření zkušební stélky pro případ nutnosti opravy nebo vylepšení z důvodu nedosažení požadovaného efektu. Ta potom slouží jako vzor pro výrobu konečné verze. Celý povrch stélky je pokryt krycím materiálem ARU Batik o tloušťce 1–2 mm nebo Leo Trevira BIOaktiv, který je složený z 50 % polyesteru a 50 % polyamidu Trevira Bioaktiv. Ve druhém ze zmíněných materiálů jsou pevně integrované ionty stříbra, díky kterým pomůcka splňuje i přísné hygienické požadavky (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).

### 2.3.3 Princip účinku senzomotorických stélek

Mechanické funkce nohy a dolní končetiny jsou pod přímým a neustálým vlivem CNS (Kirby, 2009). Úlohou stélky je změnit distribuci zatížení mezi zadonožím a předonožím, aby došlo k správné regulaci lokomoce, držení těla a obnově rovnováhy dvěma způsoby (Moyne-Bressand, Dhieux, Decherchi & Dousset, 2017).

První způsob je založen na mechanické korekci, kdy jsou vložky do bot navrhované za účelem snížení abnormálních pohybů nohy na základě Rootovy teorie neutrality subtalárního kloubu (Root et al., 1971), lokalizace osy a rotační rovnováhy (Kirby, 2001), teorií fyzického namáhání (Fuller, 2000 in Moyne-Bressand et al., 2017), maximálního zakřivení subtalární stabilizace (Glaser, Bursch, & Currie, 2006 in Moyne-Bressand et al., 2017) nebo teorie facilitace sagitální roviny (Dananberg, 2000). Příkladem mechanického efektu může být zvýšená tlaková síla působící ze stélky v oblasti mediální podélné klenby nohy a mediální oblasti paty z plantární strany nohy. Tento tlak způsobuje přímou změnu v pozici kloubu a/nebo v pohybu kloubu nohy a dolní končetiny v průběhu zatížení, které působí ve stejném směru jako tlaková síla (Kirby, 2014).

Druhý způsob představuje propioceptivní stimulaci plantárních sensorů k modifikaci posturálního řízení (Gaillet, 2001 in Moyne-Bressand et al., 2017). Individuálně uložené peloty, představující mechanické působení stélky, stimulují senzory určité části nohy a ovlivňují řízení svalové aktivity. V závislosti na výšce a umístění pelot je možné funkci svalů aktivovat nebo inhibovat. Obecně nedochází k ovlivnění pouze jednoho svalu, ale celého svalového řetězce (Kirby, 2014; NovaPED sensosystem by Schein, Orthopedic, 2011; Ohlendorf, 2013).

#### 2.3.3.1 Senzomotorický systém

Udržování postury těla a řízení cíleného pohybu je zabezpečeno samoregulačním systémem, jehož součástí je motorický a senzorický systém. Výsledkem jeho činnosti je senzomotorická funkce, která může být ovlivněna nebo vyvolána stimulací proprioceptorů a exteroceptorů adekvátním podnětem. V závislosti na druhu přijímaného podnětu jsou receptory rozděleny na mechano-, termo-, chemo-, foto-, nociceptory a propioceptory. Zachycené stimuly se ke zpracování ve vyšších nervových etážích dostávají prostřednictvím aferentních drah. Koncept pohybu vzniká v asociačních oblastech mozkového kortexu ve spolupráci s limbickým systémem, bazálními ganglii a mozečkem propojeným s talamem. V mozkovém kmeni dochází

k propojení signálů z míchy, vestibulárního orgánu a zrakového aparátu (Hähnel, 2012; Ohlendorf, 2013).

#### 2.3.3.1.1 *Propriocepce a proprioceptory*

Nedílnou součástí senzomotoriky jsou informace přijímané z proprioceptorů. Propriocepce byla původně definována Sherringtonem (1952 in Ribeiro & Oliveira, 2007) v roce 1906 jako „vnímání kloubů a pohybu těla jako pozici těla nebo jeho segmentů v prostoru“. Představuje hluboké čítí, které sestává z palestezie – vnímání vibrací, statestézie – polohocitu a kinestézie – pohybcitu (Véle, 2006). Propriocepce je přenášena na všechny úrovně centrálního nervového systému, kde poskytuje unikátní senzoričnou složku pro optimalizaci dynamické i stabilizační složky motorického řízení (Konradsen, 2006; Riemann & Lephart, 2002b). Základem správného provedení motorického úkolu jsou dílčí, velmi jemné akce motorického systému, které směřují k přípravě, udržování a obnově posturální i kloubní stability (Riemann & Lephart, 2002a).

Nezbytné svalové napětí je udržováno svalovými vřetenky, hlavními proprioceptivními orgány svalu, která vnímají dynamické i statické změny uvnitř svalu. Podnětem vyvolávajícím jeho aktivaci, je gravitace, tah antagonistických svalů nebo vnější podráždění, například poklep neurologickým kladívkem. Jejich inervace je zajištěna senzoričnou – reflexní dráhou, nebo motoricky prostřednictvím  $\gamma$ -motoneuronů. Prostřednictvím eferentních drah, tedy dráhy pyramidové a drah extrapyramidových, se zpracované informace dostávají k výkonným orgánům, svalům. Pyramidová dráha řídí a reguluje aktivaci svalů prostřednictvím  $\alpha$ -motoneuronů, extrapyramidové dráhy prostřednictvím předních a postranních míšních provazců (Kittnar, 2011; Mysliveček, 2009; Ohlendorf, 2013; Véle, 2006).

Svalové napětí je na základě aferentních informací regulováno Golgiho šlachovými tělísky, která jsou uložena ve šlaše v blízkosti svalového úponu. Golgiho šlachová tělíška jsou aktivována protažením šlachy, ale k aktivaci vyžadují vyšší hodnotu počátečního stimulu než nervosvalová vřeténka. Jejich funkcí je inhibice vlastního svalu a facilitace antagonisty, a tedy protifunkce svalového vřeténka. Jsou součástí automatického ochranného míšního mechanismu, který funguje preventivně vůči možné mikrotraumatizaci tkáně nadměrnou svalovou aktivitou (Ohlendorf, 2013; Véle, 2006).



Pohybem kloubu dochází ke změnám napětí v částech kloubního pouzdra, na které reagují kloubní receptory. Zachytávají excitaci výbojů v napnuté části pouzdra a snížení četnosti výbojů relaxované, zřasené části, zejména na konci rozsahu pohybu. Jejich funkcí je signalizace polohy kloubních segmentů a ovlivnění senzitivity svalového vřetenka. V závislosti na vnímání rychlosti změny se dělí na statické a dynamické. Jsou součástí zpětnovazebných reakcí a současně slouží k dopřednému nastavení dráždivosti (Shaffer & Harrison, 2007; Véle, 2006). Existují i další receptory, které snímají rozložení tlaku na chodidle při stoji nebo chůzi. Zachytávají a/symetrii rozložení zátěže na obou ploškách, vznikající vychýlením průmětu těžiště ze středu sustentačního polygonu. Dokážou podchytit vznikající nestabilitu, a tak působit v předcházení pádu (Véle, 2006).

### 2.3.4 Peloty

Pelota představuje součást ortézy, v případě kalceotiky stélky, jejíž funkcí je silově (tlakově) působit na cílovou strukturu nebo plochu těla (Brozmanová, Spišáková & Kokavec, 2011). Velikost působícího tlaku závisí na tvaru a umístění peloty (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016). Peloty mohou mít různou tuhost. Koncept NovaPED sensosystem (NovaPED sensosystem, Schein, Orthopedic, 2011) využívá dvojí tuhosti s barevným rozlišením, bílé s označením 30° Shore A a oranžové s označením 45° Shore B.

Jednotlivé peloty (Obrázek 6) mají různý tvar, funkci a určenou lokalitu působení (Fisher, 2008):

- *mediální patní pelota*

Lokalitou působení dané peloty je sustentaculum tali. Úkolem je stimulace m. tibialis posterior a vertikalizace kalkanea. Využití nachází při diagnóze pes planus a planovalgus, chondropatii pately, stavech genua valga nebo genua recurvata. Umístění peloty v antero–posteriorním směru a její výška závisí na výšce mediální podélné klenby. V případě stavu pes cavus valgus se pelota vyrábí vyšší a umísťuje se lehce posteriorně, u pes planus s neschopností vytvoření klenby u testu stoupnutí si na špičku, se vyrábí naopak nižší s lehce anteriorním umístěním.

- *laterální patní pelota*

Funkcí peloty je stabilizace hlezenního kloubu a stimulace peroneálních svalů. Využívá se v kombinaci s mediální patní pelotou, vyjma stavu pes cavus, u kterého

usilujeme primárně o podporu v nastavení paty. Aplikuje se v případech chondropatií pately, nestabilitě zadonoží, zvýšeného napětí extenzorů páteře z důvodu anteverze pánve a zvýšené bederní lordózy, u stavu genua recurvatum nebo při špičkách nastavených ve vnitřní rotaci.

Stejně jako u mediální patní peloty je faktorem rozhodujícím o umístění a výšce peloty schopnost aktivního upravení longitudinální mediální klenby a její výška. Napřímení paty pelotami bývá někdy těžko dosažitelné, navíc dochází i k selhání původního záměru z důvodu nepohodlnosti pozice pro pacienta. Aplikace patních pelot prohlubuje lordózu v lumbální oblasti, na co je důležité pamatovat u pacientů s hyperlordózou, obzvláště pak u dětských pacientů. Patní peloty silně ovlivňují rotaci dolní končetiny a pozici kalkanea i v statickém stavu.

- *retrokapitální pelota s mediálním vyvýšením*

Pelota se často využívá u pacientů s plochonožím. Její výšku určuje pružnost nohy. Aplikace peloty napomáhá vnitřní rotaci dolní končetiny i nohy a korekci everzního a abdukčního postavení nohy.

- *retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením*

Stejně jako u předchozí peloty je pro výšku peloty určujícím faktorem pružnost nohy. Její funkcí je rotování nohy a dolní končetiny do zevní rotace a inverze. Aplikuje se při diagnóze pes adductus. Retrokapitální peloty mají široké využití u malpozic v oblasti středonoží a prstců. V případě dosažení určité výšky již není možné dosáhnout další významné korekce a doporučuje se použití podélných pelot.

- *prstní pelota s mediálním vyvýšením*

Výšku peloty určuje model chůze pacienta. Mediální vyvýšení s vyšším tvarováním se obvykle používá u zevně rotované tzv. špičkovité chůze. Účelem jejího použití je relaxace flexorů prstců a dosažení nižší polohy paty u špičkovité chůze.

- *prstní pelota s laterálním vyvýšením*

Pelota se využívá při špičkovité, vnitřně rotované chůzi za účelem snížení napětí flexorů prstců, snížení pozice paty a k dosažení zevní rotace nohy. V případě normálního průběhu postupného zatěžování v chůzovém cyklu, prstní peloty podporují retrokapitální

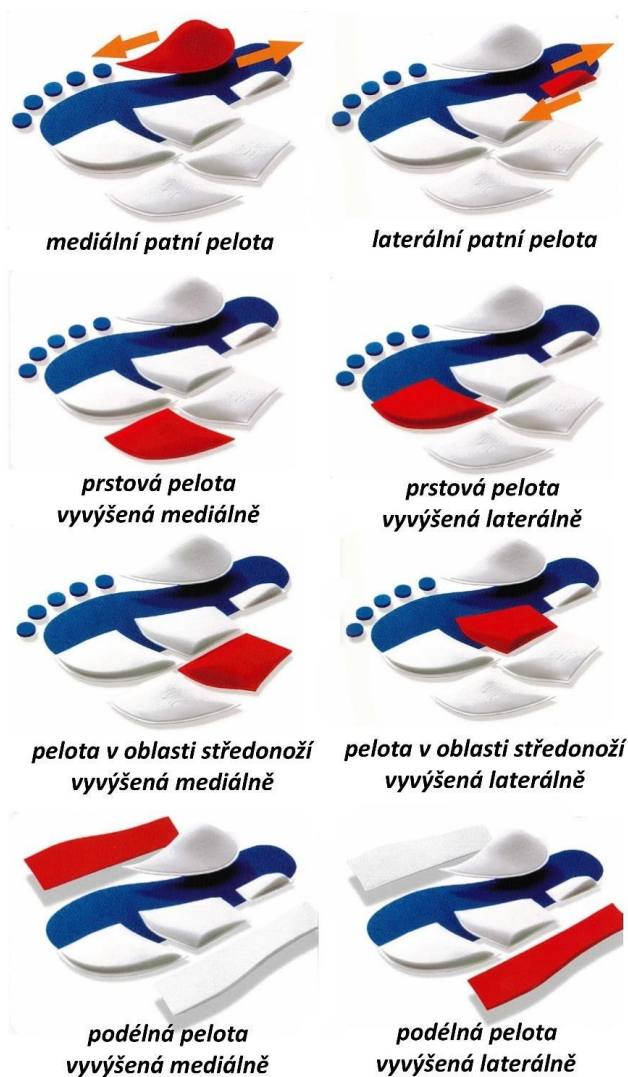
peloty se stejnostranným zvýšením v korekci osy nohy. Možnost korekce je podmíněná pružností talokrurálního skloubení v nulovém postavení kloubu.

- *podélná pelota pro mediální vyvýšení*

Pelota nachází využití v podpoře nohy při zevně rotované chůzi a při plochonoží. V případě výškového omezení funkce mediální patní peloty, může být další korekce dosaženo přidáním podélné peloty.

- *podélná pelota pro laterální vyvýšení*

Představuje pomoc při mírné formě vnitřně rotovaného vzorce chůze a při diagnóze pes adductus, pes excavatus a kongenitální pes equinovarus. Funkcí pelot je zkrácení délky a zvýšení tonu svalu. Velice důležitým faktorem při zvažování aplikace podélných pelot je pružnost subtalárního kloubu.



Obrázek 6. Druhy pelot (upraveno dle Fischer, 2008)

V případě potřeby je možné základní peloty kombinovat s přídatnými zvedacími prvky nebo s různým tvarem základní stélky. V nabídce jsou stélky plochého nebo kalíškovitého tvaru. Kalíškovitý tvar se využívá v případě výraznějších malpozic nohy. Přechody a výška jednotlivých pelot je individuálně zpracovávána (NovaPED sensosystem by Schein, Orthopedic, 2011).

### 2.3.5 Indikace

Poruchy a onemocnění nohy a hlezna jsou výsledkem širokého spektra lokálních a systémových patologických stavů. Poškození může vzniknout na základě traumatického nebo degenerativního poškození, od zánětlivé artritidy až po neuromuskulární onemocnění, vrozené anomálie nebo komplikace diabetu (Davies, 2013).

Poruchy organismu na strukturální úrovni se klinicky projevují poruchou funkce, případně mohou být klinicky němé. Existují však i tzv. reverzibilní funkční poruchy, bez poruchy strukturální. Funkční porucha nepostihuje jenom jednu strukturu, ale prostřednictvím zřetězení celou pohybovou soustavu (Lewit, 2000). Řídící systém je zaměřen na splnění cíle, a proto v případě oslabení nebo poruchy funkce určité části pohybového systému je zvolen kompenzační mechanismus. Úkol je vykonán, ale současně dojde k zatížení ostatních částí a případně k poškození i těchto segmentů a oblastí z důvodu překročení možné hranice zatížení (Vařeka & Dvořák, 2001).

Deviace fyziologické pozice nohy představují zásadní faktory pro vývoj malpozic. Klouby nohy, kolena, kyčle, ale také páteř nebo temporomandibulární kloub jsou navzájem funkčně propojené. Proto některé bolesti kolene, potíže s krční páteří nebo čelistními klouby mohou souviset s poruchou na úrovni nohy (Knust, 2012; Werd, Knight, & Langer, 2017). Incel, Genc, Yorgancioglu a Erdem (2002) analyzovali propojení mezi deformitou hallux valgus, biomechanickými vlastnostmi lumbální páteře a oblastí nohy. Významné propojení hallux valgus a plochonoží bylo potvrzeno, stejně jako tendence k hyperlordotickému postavení lumbální části páteře. Hallux valgus, výpadek oporné funkce nohy nebo příčně plochou nohu, je dle Cantieni (2000) a Skalky (2017) možné pozorovat i u žen s „klasifikovatelnou“ dysfunkcí pánevního dna.

Po překročení míry tolerance tkáně vůči mechanickým deformacím, dochází ke vzniku syndromu přetížení. Ten se může projevovat například zánětlivou reakcí, bolestí nebo poruchou funkce (Kisner & Colby, 1997 in Knust, 2012). Pohyb kloubů, jejichž

části jsou po dlouhou dobu v nefyziologické poloze, zapříčiňuje poškozování kloubní chrupavky. Stává se chabou, ztrácí mechanickou odolnost a dochází k nedostatečné ochraně subchondrální části kosti vůči vnějším vlivům. Proto i fyziologické zatížení způsobuje bolestivost a odírání povrchu kosti, což může mít za následek vznik zánětlivých procesů synoviální tkáně, poruchy propriocepce, a následně přítomnosti abnormálního svalového napětí vedoucího k dalšímu poškozování dané oblasti (Frish, 2003).

Ortopedické stélky mají široké využití. Mají dopad na rovnováhu (Aboutorabi et al., 2016; Alfuth, 2017; Paillard, 2016 in Rencuela et al., 2018), na chůzi, běh a rozložení tlaků a patologických vlivů (Bonanno, Landorf, Munteanu, Murley & Menz, 2017). Také mohou ovlivnit patologie přítomné u Parkinsonovy nemoci (Alfuth, 2017), diabetes mellitus (Paton, Glasser, Collings & Marsden, 2016), u atróz (Wagner & Luna, 2018) nebo revmatických onemocnění kloubů (Conceição, Gomes, Mendes, Sá & Baptista in Rencuela et al., 2018). Dále lze stélky využít u neuropatií se senzitivním poškozením (Paton, Hatton, Rome & Kent, 2016), u senzomotorických hereditárních onemocnění, jako je například Charcot-Marie-Tooth (Carvalho & Volpon, 2015 in Rencuela et al. 2018) a při korekci různých typů nohy jako je pes planus nebo pes cavus (Choi, Cha, Kim, Won & Kim, 2015; Kim, & Kim, 2016).

Nejčastějšími diagnózami, u kterých se předepisuje konzervativní terapie v podobě právě senzomotorických stélek, jsou pes planus/planovalgus, pes cavus, případně pes excavatus a equinovarus. Dále jde o malpozice středonoží a prstů, nestabilitu hlezenního kloubu, patologie na úrovni kolenních kloubů jako je chondropatie pately nebo genua valga/ recurvata a jiné (Fisher, 2008).

Využití nacházejí při léčbě dětské mozkové obrny, bolestí zad nebo jako terapii a prevenci přetížení u sportu. Přesný způsob působení jednotlivých druhů ortotických technologií je stále sporný. Volba terapie za použití ortotiky nebo správný výběr vhodné ortotiky, je podmíněná zkušenostmi a úsudkem předepisujícího lékaře (Ohlendorf, 2013).

## **3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

### **3.1 HLAVNÍ CÍL**

Hlavním cílem práce je posouzení vlivu vybraných pelot senzomotorických stélek na kinematické parametry segmentů nohy při chůzi asymptomatických dospělých.

### **3.2 DÍLČÍ CÍLE**

1. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot.
2. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot.
3. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot.

### **3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

1. Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot?
2. Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?
3. Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

## **4 METODIKA**

### **4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU**

Měření se zúčastnilo celkem 13 osob z řad studentů a zaměstnanců Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 6 žen a 7 mužů (průměrný věk  $20,2 \pm 1,1$  let).

Výzkumu se mohli zúčastnit pouze jedinci starší 18 let s normální nohou dle klinické typologie nohy a bez výrazných deformit prstců, kteří v období měření netrpěli žádnými bolestmi, neprodělali závažný úraz nervového a/nebo pohybového systému, netrpěli závažnou vrozenou nebo získanou vadou nervového a/nebo pohybového systému a v minulosti ani v průběhu výzkumu nepodstoupili operaci v oblasti pánve nebo dolních končetin. Možné limity byly zjišťovány pomocí dotazníku (Příloha 3), který probandi vyplnili před vstupním vyšetřením.

Všichni probandi byli seznámeni s účelem a průběhem měření, poskytli informovaný souhlas (Příloha 2) se zařazením do studie a použitím získaných dat pro vědecké účely.

### **4.2 ORGANIZACE SBĚRU DAT**

#### **4.2.1 Vstupní vyšetření**

Vyšetření bylo provedeno vždy stejným fyzioterapeutem. Skládalo se z antropometrického měření délky dolních končetin (vzdálenost spina iliaca anterior superior – malleolus medialis měřená krejčovským metrem), šířky kolenního kloubu (vzdálenost epicondylus medialis femoris – epicondylus lateralis femoris měřená posuvným měřidlem) a šířky hlezenního kloubu (vzdálenost malleolus medialis – malleolus lateralis měřená posuvným měřidlem). Všechny hodnoty byly naměřeny pro pravou i levou dolní končetinu. Dalším bodem vyšetření bylo stanovení hmotnosti a výšky probandů. Informace ze vstupního vyšetření byly zaznamenávány do vyšetřovacího protokolu (Příloha 4). Na základě velikosti nohy byla vybrána velikost základní stélky testovací sady Velcro od NovaPED sensosytem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) tvrdosti A Shore 30 a vhodná velikost sportovní obuvi Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Švýcarsko), ve které proband absolvoval měření. Umístění pelot na základní stélku pomocí suchého zipu bylo určeno fyzioterapeutem na základě palpáce kostěných struktur dle metodiky

Fishera (2008) a Weissera (2016 in Lastovička, Klein & Janura, 2018). Toto umístění pelot bylo zakresleno do vyšetřovacího protokolu pro účely opakovaného měření.

#### **4.2.2 Průběh měření**

Měření probíhalo ve dvou blocích, s přibližně týdenním rozestupem. Kinematické parametry dolní končetiny byly získávány pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) s frekvencí snímání 200 Hz. V rámci měření byly na probanda umístěny reflexní značky pro vícesegmentální model nohy Oxford foot model (OFM) v kombinaci se Six-degrees-of-freedom (6DOF) modelem dolních končetin. Kulovité značky o průměru 14 mm byly umístěny vždy stejnou osobou přímo na kůži a testovací boty. Kalibrace prostoru byla provedena pomocí kalibrační hůlky a značek.

Prvním krokem měření bylo nahrání statického záznamu stoje probanda uprostřed kalibrovaného prostoru. Proband byl instruován ke stoji s dolními končetinami rozkročenými přibližně na šířku pánve, mírně pokrčenými koleny a dlaněmi na ramenou, z důvodu nutnosti přesného zachycení všech značek kamerami. Posléze byly odlepeny kalibrační značky umístěné bilaterálně na velkém trochanteru femuru, mediálním epicondylu femuru a mediálním malleolu.

Měření chůze probíhalo na chodníku o délce 15 m, což umožnilo plynulou chůzi probanda v měřeném prostoru. Individuální rychlost chůze probandů byla zaznamenána online metronomem v jednotkách BPM (počet úderů za minutu) pro nastavení stejných podmínek chůze při opakovaném měření.

Vlastnímu měření předcházela pětiminutový interval nezaznamenávané chůze probanda v laboratoři kvůli adaptaci na nové podmínky vzniklé připevněním pelot na základní stélku. Jako první byla měřena chůze se základní stélkou bez použití pelot, následně chůze s pelotami v náhodně vylosovaném pořadí. Pro účely výzkumu byla použita mediální patní pelota (CM), retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením (RL) a jejich kombinace (CMRL). Pořadí jejich aplikace bylo určeno losem. Celkový počet měřených pokusů pro každý parametr byl dvacet dva.



## 4.3 ANALÝZA DAT

### 4.3.1 Zpracování dat

Úhlové parametry byly hodnoceny v rámci jednoho chůzového cyklu a normalizovány na 101 datových bodů. V programu Vicon Nexus 2.8x (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) byly značky zrekonstruovány a přiřazeny k použitému kinematickému modelu. Jednotlivé fáze chůzového cyklu byly označeny manuálně. Takto zpracovaná data byla vyexportována do programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, Spojené státy americké), kde byly po aplikaci příslušného modelu dopočítány úhlové parametry a po normalizaci vyexportovány pro statistické zpracování. Statistické zpracování dat bylo provedeno pomocí programu IBM SPSS 24 (IBM Corporation, New York, Spojené státy americké). Po ověření normálního rozložení dat pomocí testu Shapiro-Wilk byla použita ANOVA pro opakovaná měření. Pro posouzení rozdílů mezi podmínkami byl použit post-hoc párový test s Bonferroniho korekcí na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ .

Výstupy ze zpracování dat byly úhlové parametry pohybu zadonoží vůči tibii ve všech anatomických rovinách ve stejné fázi za podmínek chůze se základní stélkou, s přidáním jednotlivých pelot a jejich kombinace. Pro každý pohyb zadonoží vůči tibii byla vypočtena maximální (max.) a minimální (min.) hodnota pohybu a rozsah pohybu (ROM) ve všech rovinách.

## 5 VÝSLEDKY

Výsledky rozdílů úhlových parametrů pohybu pro každou podmínku jsou uvedeny v Tabulce 1.

**Tabulka 1**

*Rozdíl úhlových parametrů pohybů zadonoží vůči tibii při aplikaci jednotlivých pelot v porovnání s chůzí bez pelot (se základní stélkou)*

Rovina pohybu	Parametr	Pohyb	Použitá stélka/ kombinace stélek		
			CM	RL	CMRL
Sagitální rovina	min	Plantární flexe	0,19°	0,88°	0,50°
	max	Dorzální flexe	2,45°*	-0,07°	1,82°*
	ROM		2,64°*	0,81°*	2,42°*
Frontální rovina	min	Inverze	-0,02°	1,79°*	1,52°*
	max	Everze	-0,98°*	-0,05°	-0,91°*
	ROM		-1°*	1,73°*	0,61°
Transverzální rovina	min	Addukce	-0,30°	-1,33°*	-1,32°*
	max	Abdukce	0,68°	1,92°*	1,82°*
	ROM		0,38°	0,50°*	0,51°*

*Poznámka.*

CM – mediální patní pelota.

CMRL – kombinace mediální patní peloty a retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením.

max – maximální hodnota pohybu v dané rovině.

min – minimální hodnota pohybu v dané rovině.

RL – retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením.

ROM – rozsah pohybu v dané rovině.

\* $p < 0,05$ .

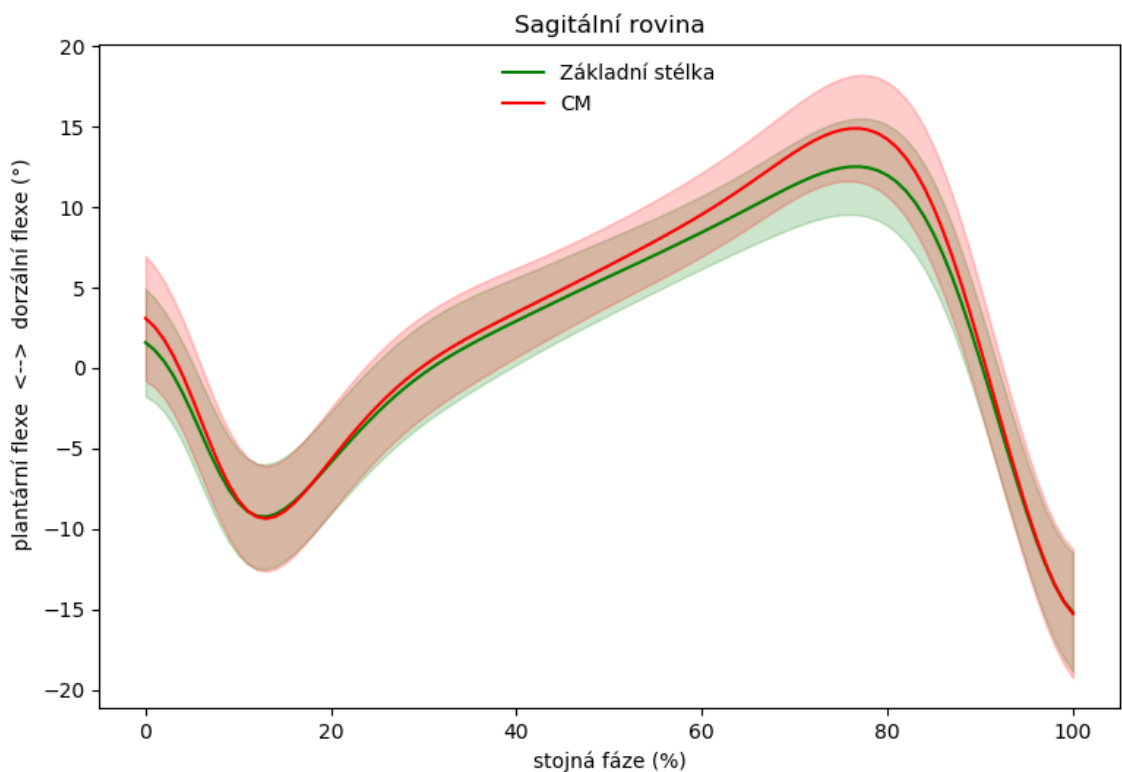
Přesnější popsání výsledků se nachází v následujících kapitolách.

## 5.1 POROVNÁNÍ SLEDOVANÝCH ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ PŘI CHŮZI BEZ PELOT S MEDIÁLNÍMI PATNÍMI PELOTAMI (CM)

*Výzkumná otázka 1:* Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot?

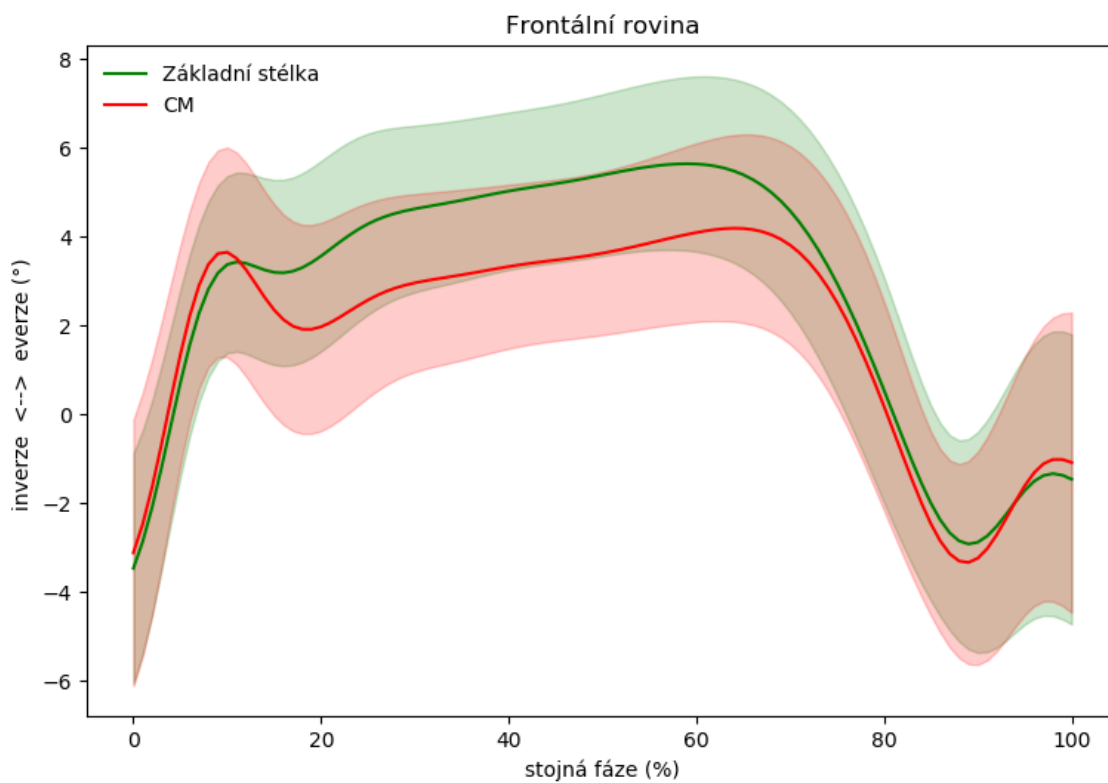
Aplikace mediální patní peloty při chůzi mněla v porovnání s chůzí bez pelot ve stejné fázi chůzového cyklu, statisticky významný vliv na rozsah pohybu zadonoží v sagitální a frontální rovině.

V sagitální rovině (Obrázek 7) došlo ke statisticky významným změnám ve zvětšení dorzální flexe o  $2,45^\circ$  ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu o  $2,64^\circ$  ( $p = 0,002$ ).



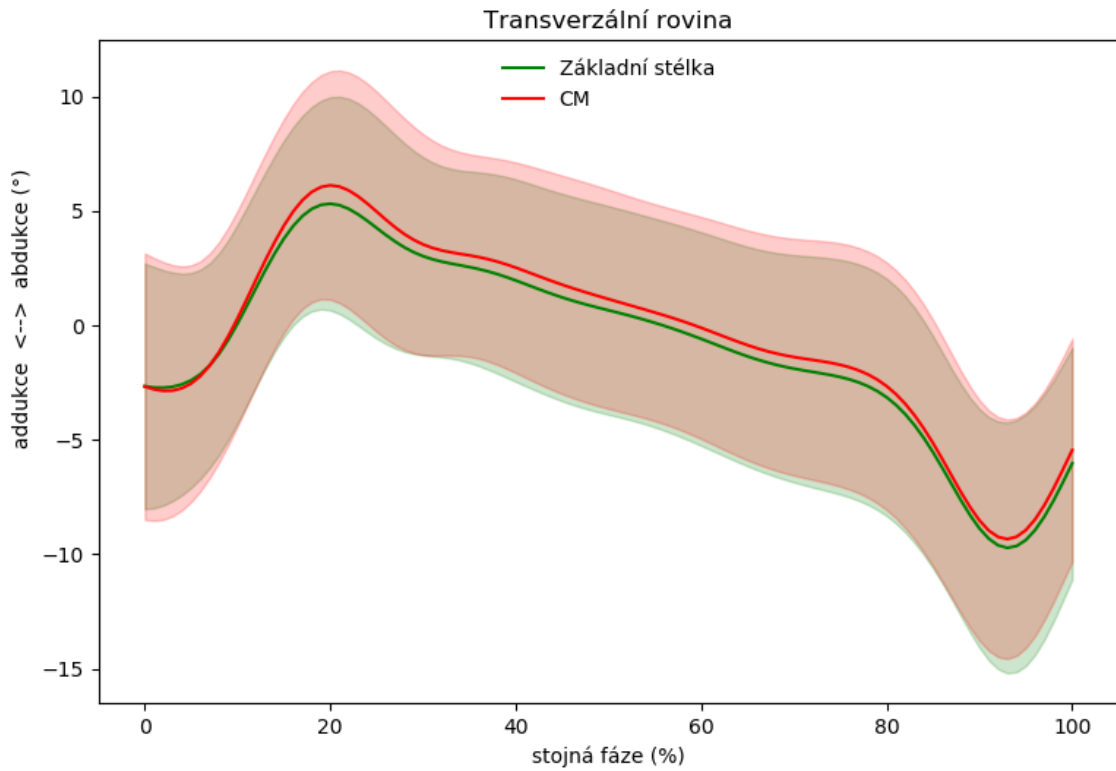
Obrázek 7. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v sagitální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CM

Ve frontální rovině (Obrázek 8) došlo k statisticky významnému ( $p = 0,006$ ) snížení everze o  $0,98^\circ$  a zmenšení celého rozsahu pohybu o  $1^\circ$  ( $p = 0,009$ ).



Obrázek 8. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii ve frontální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CM

V transverzální rovině nebyly pozorovány žádné statisticky významné změny pohybů.



Obrázek 9. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v transverzální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CM

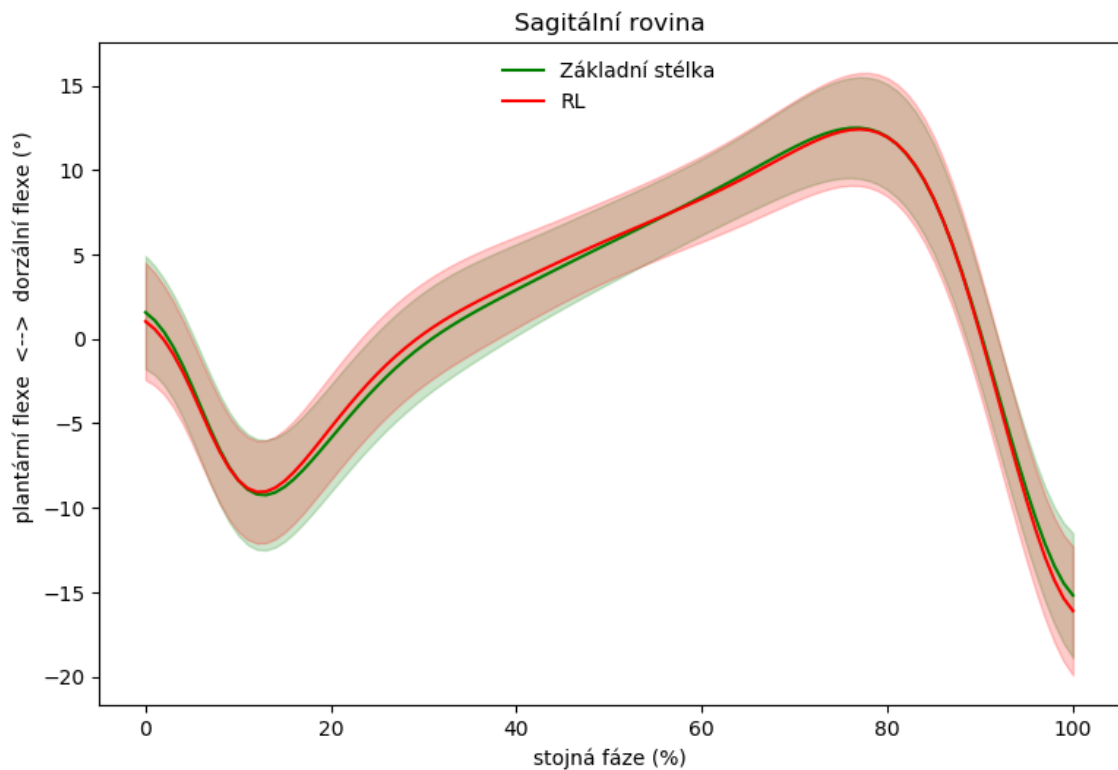
U ostatních sledovaných pohybů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

## 5.2 POROVNÁNÍ SLEDOVANÝCH ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ PŘI CHŮZI BEZ PELOT S RETROKAPITÁLNÍMI PELOTAMI S LATERÁLNÍM VYVÝŠENÍM (RL)

*Výzkumná otázka 2:* Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

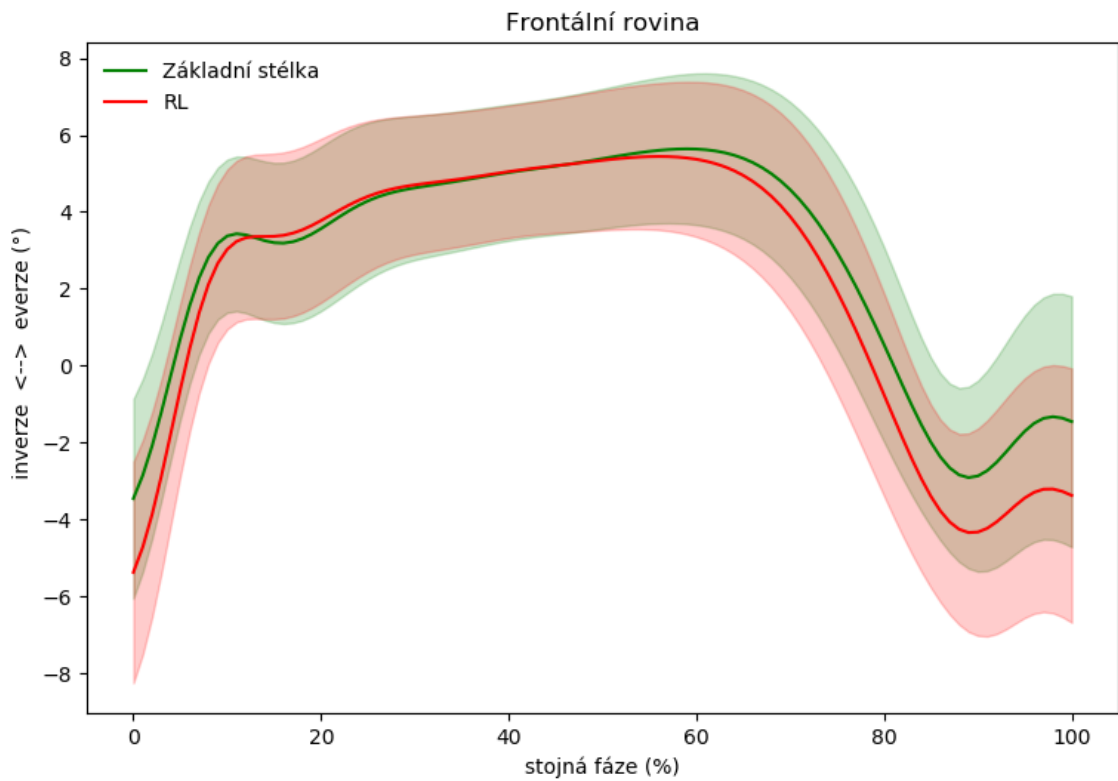
Aplikace retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením při chůzi, v porovnání s chůzí bez pelot, způsobila ve stejné fázi chůzového cyklu statisticky významnou změnu pohybu zadonoží v sagitální, frontální i transverzální rovině.

V sagitální rovině (Obrázek 10) došlo k statisticky významnému zvětšení celého rozsahu pohybu o  $0,81^\circ$  ( $p = 0,027$ ).



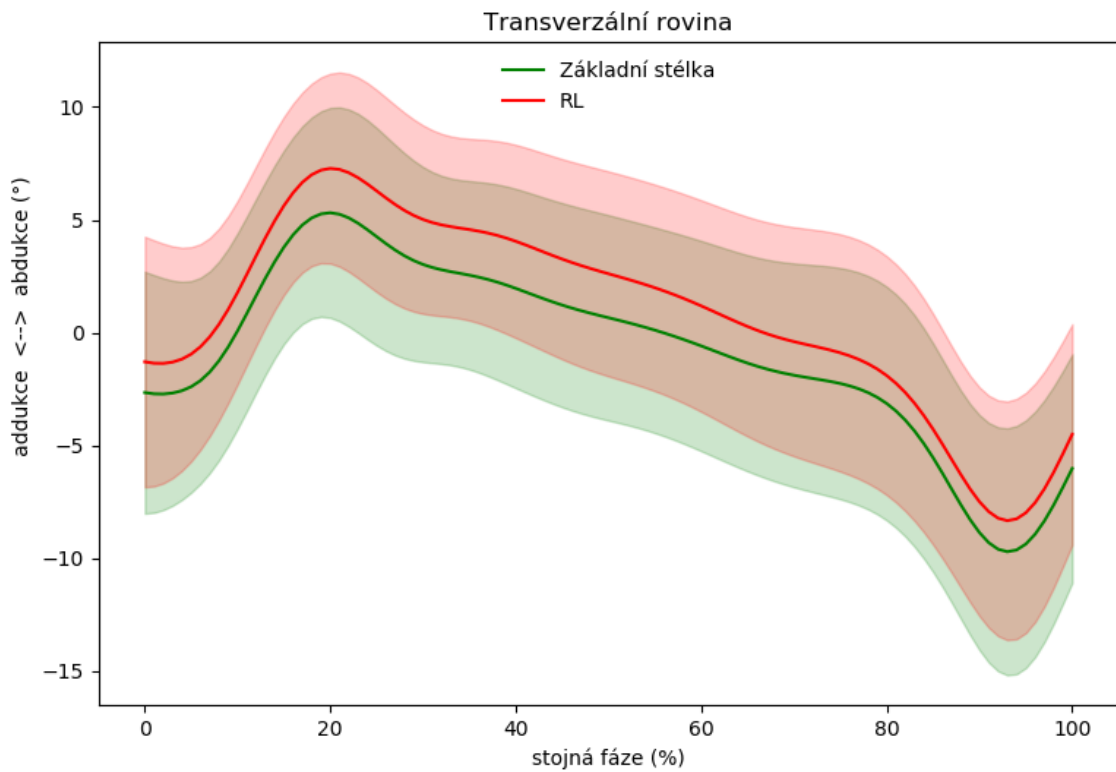
Obrázek 10. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v sagitální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci RL

Statisticky významné změny ve frontální rovině (Obrázek 11) představovaly zvětšení inverze o 1,79° ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu o 1,73° ( $p < 0,001$ ).



Obrázek 11. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii ve frontální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci RL

V transverzální rovině (Obrázek 12) došlo ke statisticky významné změně ve všech pohybech, zmenšení addukce o  $1,33^\circ$  ( $p < 0,001$ ), zvětšení abdukce o  $1,92^\circ$  ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu o  $0,59^\circ$  ( $p = 0,049$ ).



Obrázek 12. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v transverzální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci RL

U ostatních sledovaných pohybů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

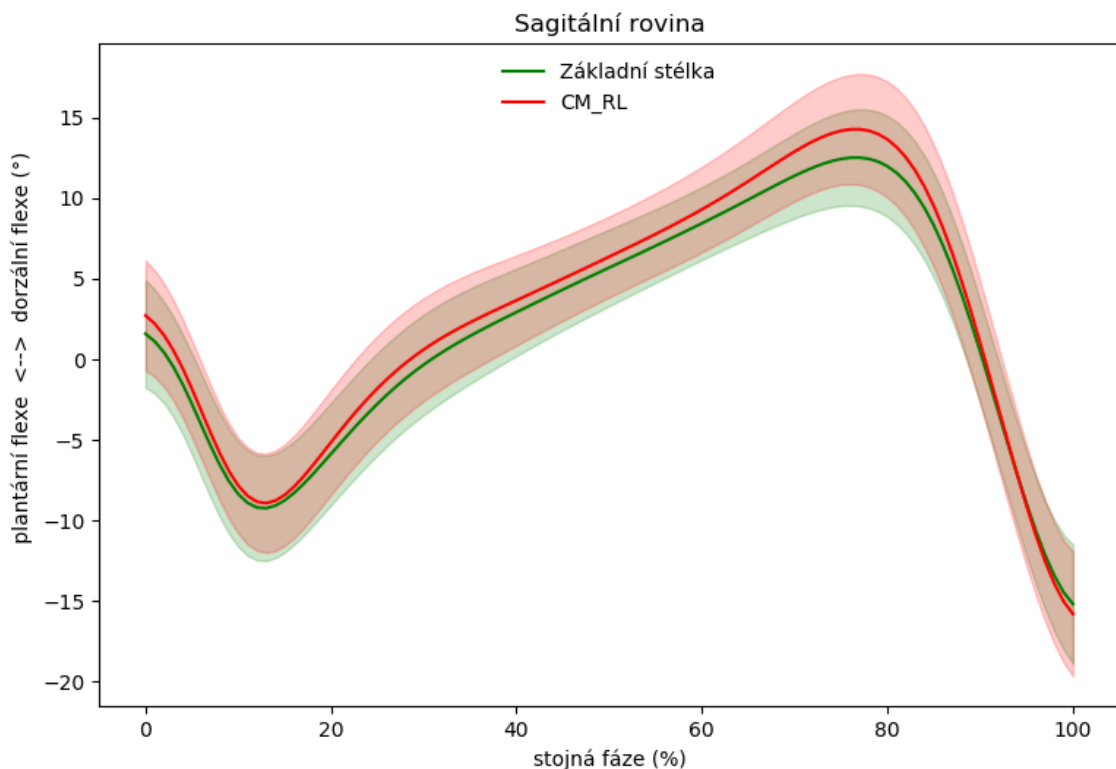


### 5.3 POROVNÁNÍ SLEDOVANÝCH ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ PŘI CHŮZI BEZ PELOT S KOMBINACÍ MEDIÁLNÍCH PATNÍCH PELOT A RETROKAPITÁLNÍCH PELOT S LATERÁLNÍM VYVÝŠENÍM (CMRL)

*Výzkumná otázka 3:* Existuje rozdíl v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

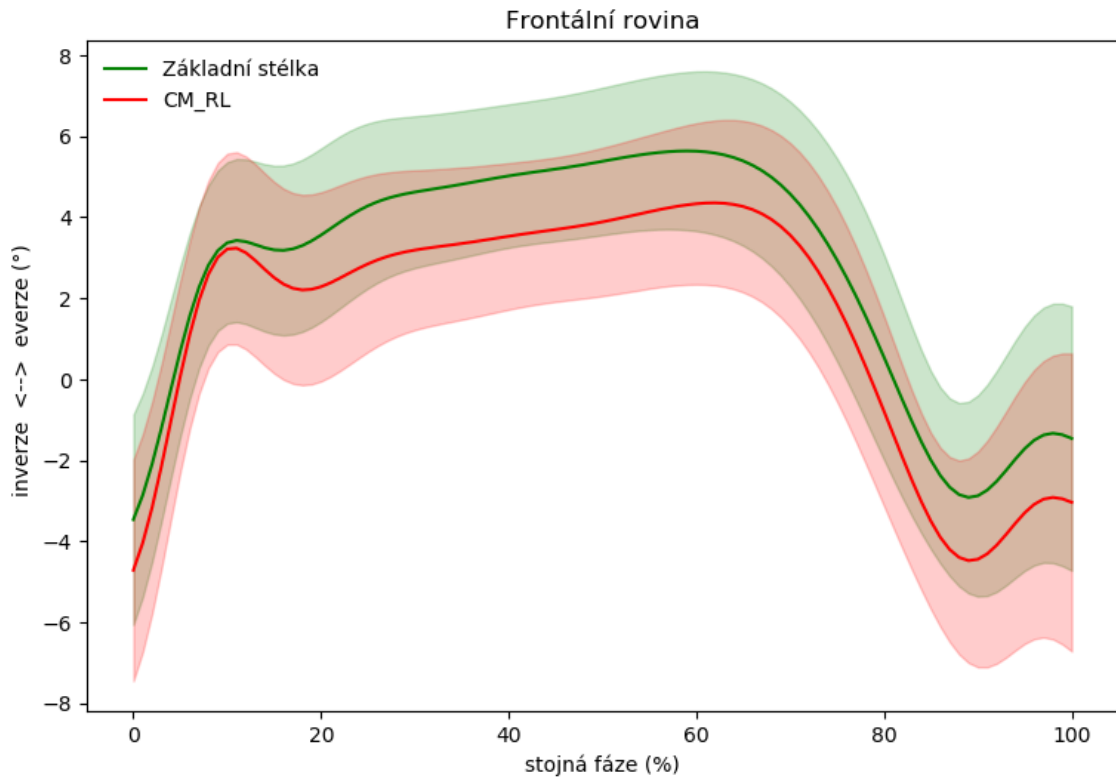
Aplikací kombinace retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením a mediální patní peloty při chůzi v porovnání s chůzí bez pelot, ve stejné fázi chůzového cyklu, došlo ke statisticky významné změně pohybu zadonoží v sagitální, frontální i transverzální rovině.

V sagitální rovině (Obrázek 13) došlo k statisticky významnému zvětšení dorzální flexe o  $1,82^\circ$  ( $p = 0,002$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu o  $2,42^\circ$  ( $p < 0,001$ ).



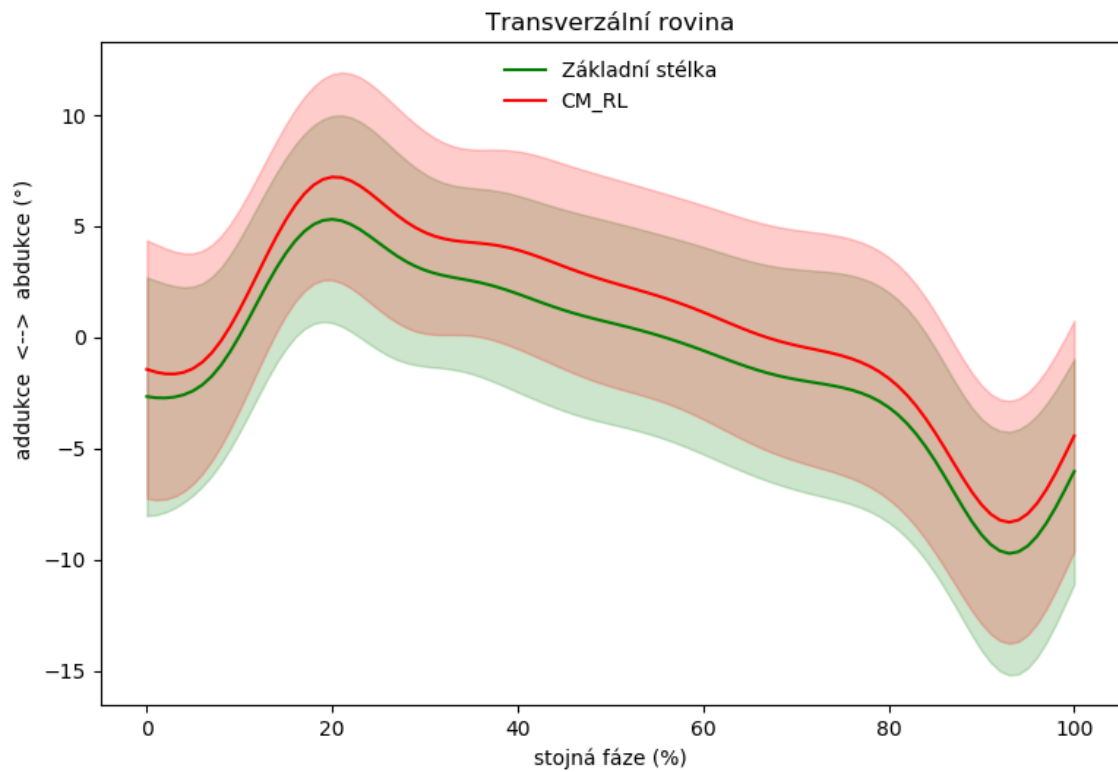
Obrázek 13. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v sagitální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CMRL

Ve frontální rovině (Obrázek 14) došlo ke statisticky významným změnám ve zvětšení inverze o  $1,52^\circ$  ( $p < 0,001$ ) a zmenšení everze o  $0,91^\circ$  ( $p = 0,002$ ).



Obrázek 14. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii ve frontální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CMRL.

V transverzální rovině (Obrázek 15) došlo k statisticky významné změně ve všech pohybech, ke zmenšení addukce o  $1,32^\circ$  ( $p = 0,015$ ), zvětšení abdukce o  $1,82^\circ$  ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu o  $0,51^\circ$  ( $p = 0,045$ ).



Obrázek 15. Grafické znázornění pohybu zadonoží vůči tibii v transverzální rovině při chůzi bez pelot (se základní stélkou) a po aplikaci CMRL

U ostatních sledovaných pohybů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

## 6 DISKUZE

Tato práce se zabývala posouzením vlivu senzomotorických stélek, konkrétně použitím mediální patní peloty (CM), retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením (RL) a jejich kombinace (CMRL), na kinematické parametry zadonoží na začátku stojné fáze chůzového cyklu.

V posledních letech se značně rozšiřuje spektrum využití senzomotorických stélek (NovaPED sensosytem by Schein, Orthopedic, 2011). V praxi se ale stává, že jejich používání primárně nesouvisí se zdravotním stavem, nýbrž s marketingovou propagací různých situací, v kterých by se měly stélky používat (Mattila et al., 2011).

Účinky senzomotorických nebo propioceptivních stélek na kinematiku zadonoží zatím nejsou přesně popsány. Literatura se obecně vyjadřuje k jejich vlivu na aktivaci svalů (Baitch, Blake, Fineagan, & Senatore, 1991 in Nawoczenski, & Janisse, 2004), zvýšení aferentace z kožních receptorů a zapojení propioceptivních mechanismů do regulace funkce příslušných svalů, čím dopomáhají ke stabilizaci kloubů (Stacoff et al., 2000; Nigg, Nurse & Stefanyshyn, 1999). Müller-Gliemann et al. (2006) popisují vliv na držení a stabilitu těla. Předpokládají, že modifikace aferentního senzomotorického vstupu, prostřednictvím propioceptivní stimulace terminálních svalových řetězců, může mít relaxační nebo stimulační účinek na celé tělo. Dupuy et al. (2017) to považují za možnost terapeutického řešení vedoucího ke snížení případného celkového somatosenzorického deficitu. Studie, jejímiž autory jsou Ghai et al. (2016) popisuje snížení potřeby kontroly chůze při použití propioceptivních stélek. Výzkumu propioceptivních stélek se věnovali i Müller-Gliemann et al. (2006) a prokázali jejich vliv na modifikaci zakřivení páteře v sagitální rovině a náklonu trupu. Dankerl et al. (2016) popisují jejich využití v léčbě funkčních symptomů, chronické bolesti apod.

Ciuffolo et al. (2006) analyzovali přímý efekt plantární stimulace na žvýkací svaly, svaly ramene a krku. Jedna skupina účastníků výzkumu nosila v botách stélky stimulující plantární fascii, zatímco kontrolní skupina nosila stélky pouze s placebo efektem. Změny tonu ve výše uvedených svalových skupinách byly v porovnání s kontrolní skupinou významné. Rothbart (2013) popisuje změnu v nastavení lebečních kostí a prvního krčního obratle ve frontální rovině v důsledku používání propioceptivních stélek a /anebo dentální ortotiky. Lippold, Danesh, Schilgen, Drerup a Hackenberg (2006) potvrzují

pozitivní korelaci mezi kraniofaciální morfologií a náklonem pánve a Korbmacher, Koch, Eggers-Stroeder a Kahl-Nieke (2007) dodávají, že existuje vzájemný vztah dentální asymetrie s ortopedickými asymetriemi. Rothbart (2013) na základě výsledků studie upozorňuje, že propioceptivní stélky používané k léčbě plantární fascitidy mohou eliminovat symptomy na úrovni nohy, ale současně přispět k destabilizaci lebečních kostí, čehož výsledkem by mohly být bolesti hlavy. U některých pacientů mohou aplikací propioceptivních stélek vzniknout bolesti dolní části zad. Autor zjištění vysvětluje tak, že i když dojde ke zmírnění bolestí na úrovni nohy, z důvodu neléčeného zablokování hlavových kloubů vzniká zvýšené napětí v zablokovaném okolí sakra, a tedy následná bolest zad. Z čistě podiatrického hlediska považuje léčbu propioceptivními stélkami za úspěšnou, avšak z holistického hlediska za hůře uchopitelnou.

Güner, Haghari, Alsancak, Uluğ, a İnanıcı (2018) zkoumali vliv stélek s podporou mediální podélné klenby na chůzi pacientů se somatosenzorickou poruchou a roztroušenou sklerózou. Na základě výsledků tvrdí, že i když dochází ke zvýšení plantární senzorické zpětné vazby, zvýšení kadence a rychlosti chůze, k významnému zlepšení ve kvalitě chůze nedošlo a účinnost stélek na kinematické parametry v chůzovém cyklu zůstává nadále neobjasněna.

Informací o vlivu konkrétních pelot senzomotorických stélek na pohyb zadonoží vůči tibii není v rámci výzkumů mnoho, takže jde o ojedinělou studii s limity v oblasti porovnání vlastních výsledků s výsledky jiných studií.

Výsledky našeho výzkumu poukazují na existenci rozdílů v úhlových parametrech pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi s určenými pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí se základní stélkou ve všech rovinách v závislosti na konkrétní podmínce.

Při aplikaci mediální patní peloty došlo k statisticky významným změnám ve frontální a sagitální rovině. V sagitální rovině se zvýšila dorzální flexe a celkový rozsah pohybu. Ve frontální rovině došlo ke zmenšení everze (valgozity) zadonoží i zmenšení celého rozsahu pohybu. Ze všech podmínek způsobila největší úhlový rozdíl v maximu pohybu v sagitální rovině v porovnání s chůzí bez pelot. Dle Fishera (2008) je úkolem dané peloty stimulovat m. tibialis posterior v oblasti sustentaculum tali a vertikalizovat kalkaneus. Za důvod zmírnění valgózního postavení zadonoží ve stojné fázi chůzového cyklu můžeme tedy považovat stimulaci m. tibialis posterior, který ve fázi počátečního kontaktu společně s m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus, významně zpomaluje pronaci subtalárního kloubu a vnitřní rotaci dolní končetiny. V této fázi je

pronace subtalárního kloubu pasivně iniciována laterálním posunem kalkanea vůči ose tibie (Michaud, 1997; Perry, 1983 in Perry & Burnfield 2010; Root et al., 1977). Současně dochází k mechanickému podepření mediální podélné klenby, které při postupném pokládání nohy na zem zabraňuje dalšímu pohybu zadonoží do valgozity. Efektu zvýšení dorzální flexe je možné využít například u diagnózy pes cavus. Jelikož je tato malformita charakterizována relativním plantárním poklesem prvního paprsku a oslabením m. tibialis anterior, aplikací peloty bychom mohli dosáhnout zvýšení dorzální flexe v době počátečního kontaktu nohy s podložkou (Davies, 2013). Současně by tvar a umístění peloty mohlo napomoci k rozložení působící síly na plochu chodidla, čímž by došlo k odlehčení předonoží a k prevenci vzniku metatarzalgie (Kirby, 2014). Vzhledem k přítomné varozitě zadonoží, by tato pelota měla být kombinována s laterální patní pelotou, která by dle Fishera (2008) stimulovala peroneální svaly. Můžeme se domnívat, že by ve spolupráci s CM pelotou oboustranně stabilizovala zadonoží. Pro ověření této hypotézy by byl potřebný další výzkum. Další diagnózou, u které by bylo možné využít účinků CM peloty, je neúponová tendinopatie Achillovy šlachy, která vzniká na podkladě funkčně hyperpronačního postavení subtalárního kloubu (Krissoff, & Ferris, 1979 in Waldecker, Hofmann, & Drewitz, 2012; Clement, Taunton, & Smart, 1984 in Waldecker, Hofmann, & Drewitz, 2012). Stejně doporučení by mohlo platit pro plochonoží, u něhož je při chůzi přítomna tendence ke zvýšenému pohybu do valgozity zadonoží a hyperpronace středonoží (Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney & Menz, 2010). Dále pro samotný hyperpronační syndrom a Ehler–Danlosův syndrom (Dupuy et al., 2017), jehož nejčastější forma je charakterizována generalizovanou hypermobilitou a poruchou propriocepce. U tohoto syndromu by navíc byla velkým benefitem proprioceptivní stimulace, kdy by mělo dlouhodobé používání somatosenzorických stélek dle autora zachovat a stimulovat somatosenzorické receptory a následně posílit neuronální síť pro podporu vyváženější senzormotorické strategie. U patelofemorálního syndromu byla pozorována spojitost s valgózním postavením zadonoží, ale jelikož není známo, jestli je valgozita (everze) příčinou nebo důsledkem syndromu, necháme prostor pro hlubší výzkum problematiky (Barton, Levinger, Crossley, Webster, & Menz, 2012).

Aplikace retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením při chůzi, v porovnání s chůzí bez pelot, způsobila statisticky významnou změnu pohybu zadonoží ve všech rovinách. V sagitální rovině došlo k významnému zvětšení celého rozsahu pohybu. Změny ve frontální rovině se projevíly zvětšením inverze (varozity) a zvětšením celého

rozsahu pohybu, což současně představovalo největší úhlové rozdíly v porovnání s chůzí bez pelot v rámci všech podmínek. V transverzální rovině došlo ke zvětšení celého rozsahu pohybu, zmenšení addukce a současně zvětšení abdukce, úhlové rozdíly byly porovnatelné s úhlovými rozdíly kombinace CMRL. Dle Fishera (2008) je pelota využívána hlavně u malpozic v oblasti středonoží a prstců, přímou stimulaci svalů autor nepopisuje. Můžeme předpokládat, že zvětšení valgozity, zmenšení addukce a zvětšení abdukce zadonoží představuje kompenzační mechanismus pro pronaci středonoží způsobenou laterálním vyvýšením stélky, a to z důvodu přítomnosti pantového mechanismu subtalárního kloubu (Flemer, 2014). Pelota může být aplikována například u chronické instability hlezenního kloubu, která se 40 % jedinců rozvíjí po laterálním distorze kotníku (Doherty et al., 2016 in Fraser et al., 2019). Projevuje se epizodickým podklesáváním kloubu a funkčním omezením až po dobu jednoho roku po zranění. V průběhu všech fází chůze je přítomna zvýšená inverze (varozita) zadonoží (Delahunt et al., 2010). Freeman, Dean a Hanham (1965) přisuzují příčinu instability hlezenního kloubu po jeho zranění lézi mechanoreceptorů v kloubním pouzdru a ligamentech kolem kloubu. Přínos RL peloty pro chronickou instabilitu hlezenního kloubu představuje zmírnění varózního postavení zadonoží, a navíc stálou stimulaci nohy pro stabilizaci kloubu. Teorie kloubní deafferentace popisuje závislost dynamické stability hlezenního kloubu na schopnosti peroneálních svalů rychle reagovat na náhle vzniklé inverzní postavení nohy a na schopnosti vyvinout dostatečné napětí k zabránění poranění. Dynamická stabilizace hlezenního kloubu tedy závisí na motorické regulaci centrálního nervového systému (Freeman, Dean. & Hanham, 1965).

Kombinace retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením a mediální patní peloty při chůzi v porovnání s chůzí bez pelot, způsobila statisticky významné změny pohybu zadonoží ve všech rovinách. V sagitální rovině došlo zvětšení dorzální flexe a zvětšení celého rozsahu pohybu, ve frontální rovině ke zvětšení inverze (varozity) a zmenšení everze (valgozity). V transverzální rovině došlo k statisticky významné změně ve všech pohybech, ke zmenšení addukce, zvětšení abdukce a zvětšení celého rozsahu pohybu. Kombinace pelot vykazovala největší úhlové rozdíly v rámci pohybu do everze v porovnání všech podmínek. Na základě výsledků by bylo možné její využití u osové deformity kolen genu varum, které se vyskytuje například u hráčů fotbalu (Asadi et al., 2015). U tohoto stavu je možné pozorovat zvýšenou varozitu zadonoží s pronačním postavením středonoží a předonoží (Cote, Brunet, Gansneder, & Shultz, 2005), a současně je přítomno zvýšené riziko vzniku osteoartritidy kolenního kloubu (Chun

& Lee, 2018). Varózní postavení zadonoží způsobuje také zvýšené zatížení laterálního paprsku nohy. Aplikace laterálně uloženého klínku stélky může změnit polohu navikulární kosti a rovněž nastavit zadonoží z varózního do neutrálního postavení. Zmenšením varozity dochází ke zvětšení kontaktní plochy chodidla se zemí a zlepšení aferentace. Nadměrně supinované postavení nohy není tak běžné jako hyperpronace a může být přítomné na podkladě zděděné strukturální deformity nohy. Mezi přidruženými potížemi bývá bolest hlezenního kloubu, plantární fascitida nebo pocit slabosti v nohách zhoršující se při běhu, chůzi nebo dlouhém stání (Leonard, 2018). Použití kombinace pelot by mohlo účinně zmírnit valgózní deformity vzniklé poškozením m. tibialis posterior, která dle Benneta, Ranga a Jonesa (1982) citujících Frieda a Hendela (1957) vzniká na podkladě poliomyelitidy. V důsledku zmírnění valgozity zadonoží, studie Mouri et al. (2019), poukazuje na snížení vnitřní rotace tibie a omezení vtáčení špiček při chůzi u dětí. Popisuje i celkové omezení maximálního pohybu nohy, snížení rizika pádů v důsledku vnitřní torze tibie nebo femuru a stabilizaci nohy při chůzi.



## 6.1 LIMITY STUDIE

Za limity studie považujeme velikost zkoumaného souboru probandů ( $n = 13$ ). Dalšími limity mohou být chyby vzniklé použitím přístrojové techniky nebo odchylkami při umístění markerů. Jelikož byla kinematická analýza měřená u probandů v obuvi, můžeme uvažovat i nad nepřesným rozlišením pohybů jednotlivých segmentů, jak na to poukazují studie Reinschmidta, van den Bogerta, Murphyho, Lundberga, Nigga (1997) nebo Sinclaira, Greenhalgh, Tylora, Edmundsona, Brookse a Hobbse (2013). Pro upřesnění statistických výsledků by bylo vhodné uskutečnit studii na větším výzkumném souboru.

## 7 ZÁVĚRY

Statistická analýza úhlových parametrů pohybu zadonoží vůči tibii ve všech anatomických rovinách ve stejné fázi za podmínek chůze s použitím mediální patní peloty měla v porovnání s chůzí se základní stélkou statisticky významný vliv na rozsah pohybu v sagitální a frontální rovině. V sagitální rovině došlo ke statisticky významnému zvětšení dorzální flexe ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p = 0,002$ ). Ve frontální rovině došlo k významnému snížení everze ( $p = 0,006$ ) a zmenšení celého rozsahu pohybu ( $p = 0,009$ ).

Použití retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí se základní stélkou způsobilo statisticky významnou změnu pohybu zadonoží v sagitální, frontální i transverzální rovině. V sagitální rovině došlo ke statisticky významnému zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p = 0,027$ ), ve frontální rovině ke statisticky významnému zvětšení inverze ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p < 0,001$ ). V transverzální rovině došlo ke statisticky významné změně ve všech pohybech, zmenšení addukce ( $p < 0,001$ ), zvětšení abdukce ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p = 0,049$ ).

Kombinace retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením a mediální patní peloty v porovnání s chůzí se základní stélkou způsobila statisticky významnou změnu pohybu zadonoží v sagitální, frontální i transverzální rovině. V sagitální rovině došlo k významnému zvětšení dorzální flexe ( $p = 0,002$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p < 0,001$ ). Ve frontální rovině došlo k statisticky významnému ( $p < 0,001$ ) zvětšení inverze a zmenšení everze ( $p = 0,002$ ). V transverzální rovině došlo ke statisticky významné změně ve všech pohybech, k významnému zmenšení addukce ( $p = 0,015$ ), zvětšení abdukce ( $p < 0,001$ ) a zvětšení celého rozsahu pohybu ( $p = 0,045$ ).

## 8 SOUHRN

Diplomová práce se zabývala vlivem senzomotorických stélek na kinematické parametry segmentů nohy. Přesněji se věnovala vlivu vybraných pelot senzomotorických stélek na kinematiku zadonoží ve vztahu k tibii, ve fázi počátečního kontaktu chůzového cyklu u asymptomatických dospělých.

V přehledu poznatků jsou shrnuty informace o funkční anatomii, kineziologii a kinematice hlezenního kloubu a nohy v rámci chůzového cyklu. Okrajově pojednává o kinematické analýze pohybu a jejích metodách, zejména však o optoelektronické analýze pohybu s využitím multisegmentálního modelu nohy. Dále analyzuje oblast kalceotiky se zaměřením se na senzomotorické stélky. Konkrétně na jejich vlastnosti, princip účinku a indikace.

V rámci výzkumu byl sledován vliv konkrétních pelot senzomotorických stélek NovaPed sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) na změnu pohybu zadonoží vůči tibii při chůzi ve všech rovinách. Výsledky byly porovnány se získanými hodnotami pohybu zadonoží při chůzi se základní stélkou. Výzkumu se účastnilo 13 asymptomatických dospělých jedinců (6 žen a 7 mužů, průměrného věku  $\bar{x}$  let), kteří byli vybráni na základě inkluzivních a exkluzivních kritérií. Kinematické parametry dolních končetin při chůzi byly měřeny optoelektronickým systémem Vicon Vantage (Vicon Motion System, Londýn Velká Británie). Každý proband absolvoval celkem dvě měřicí setkání, přičemž každé bylo tvořeno sérií dílčích měření chůze vlastním tempem, v uniformní obuvi s velikostně odpovídající základní stélkou, na kterou byly v náhodném pořadí připevněny peloty. Pro účely výzkumu byla použita mediální patní pelota (CM), retrokapitální pelota s laterálním vyvýšením (RL) a jejich kombinace. Naměřené hodnoty byly zpracovány a statisticky analyzovány.

Z výsledků vyplývá, že aplikace všech tří pelot způsobila statisticky významné změny v pohybu zadonoží ve všech třech rovinách. Statisticky významné vyšly primárně změny v maximech a hodnotách celkových rozsahů pohybů.

## 9 SUMMARY

The present thesis deals with the assessment of the effect of sensorimotor insoles on kinematic parameters of foot. More precisely, it deals with the effect of selected sensorimotor insoles bars on the kinematics of the rearfoot movement to tibia in asymptomatic adults during the stance phase of walking.

The literature overview summarizes the functional anatomy, kinesiology and kinematics of the ankle and foot in the gait cycle. It also discusses the kinematic analysis of motion and its methods, in particular optoelectronic motion analysis using multisegmental foot model. Furthermore, the issue of calceotics is discussed, focusing on sensorimotor insoles: their properties, principle of action and indication.

The research focuses on the effect of selected bars of the sensorimotor insoles NovaPed sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Germany) on rearfoot movement to tibia when walking in all planes. The results were compared with the acquired values of the rearfoot when walking with the basic insole. Thirteen probands (6 females and 7 males, aged  $20,2 \pm 1,1$ ) were selected for the study based on inclusive and exclusive criteria. Kinematic parameters of the lower limbs whilst walking were measured by means of the Vicon Vantage optoelectronic system (Vicon Motion System, London, UK). Each proband was measured twice, each of which consisted of self-selected speed in uniform shoes and appropriately sized basic insole, to which bars were attached in random order. For the purpose of the research, the medial heel bar (CM), the retrocapital bar with lateral elevation (RL) and their combination (CMRL) were used. The measured values were processed and statistically analyzed. The results show that the application of all three bars leads to significant changes in the rearfoot movement in all three planes. Peaks of values and total range of movements represent the most significant statistical changes.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

Aboutorabi, A., Bahramizadeh, M., Arazpour, M., Fadayevatan, R., Farahmand, F., Curran, S., & Hutchins, S. W. (2016). A systematic review of the effect of foot orthoses and shoe characteristics on balance in healthy older subjects. *Prosthetics and orthotics international*, 40(2), 170-181. doi: 10.1177/0309364615588342

Aggarwal, J. K., & Cai, Q. (1999). Human motion analysis: A review. *Computer vision and image understanding*, 73(3), 428-440. doi: 10.1006/cviu.1998.0744

Albert, S. F., & Curran, S. A. (2018). *Lower Extremity Biomechanics: Theory and Practice Volume 1*. Bipedmed, LLC.

Alfuth, M. (2017). Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture*, 51, 132-141. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.007

Six Degrees of Freedom (6DOF). (n.d.) [online]. [cit. 2019-05-21]. Dostupné z: <https://www.techopedia.com/definition/12702/six-degrees-of-freedom-6dof>

Asadi, K., Mirbolook, A., Heidarzadeh, A., Kivi, M. M., Meybodi, M. K. E., & Rad, M. R. (2015). Association of soccer and genu varum in adolescents. *Trauma monthly*, 20(2). doi: 10.5812/traumamon.17184

Balsdon, M. E., & Dombroski, C. E. (2018). Reliability of a multi-segment foot model in a neutral cushioning shoe during treadmill walking. *Journal of foot and ankle research*, 11(1), 60. doi: 10.1186/s13047-018-0301-2

Barton, C. J., Levinger, P., Crossley, K. M., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2012). The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Clinical biomechanics*, 27(7), 702-705. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.02.007

Baur, H., Gollhofer, A., & Mayer, F. (2013). Mode of operation of foot orthoses. *Foot & shoe*, 1, 25-29.

Baur, H., Hirschmüller, A., Jahn, M., Müller, S., & Mayer, F. (2008). Therapeutic efficiency and biomechanical effects of sport insoles in female runners. *Journal of foot and ankle research*, 1(1), O14. doi: 10.1186/1757-1146-1-S1-O14

Bennet, G. C., Rang, M., & Jones, D. (1982). Varus and valgus deformities of the foot in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 24(5), 499-503.

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.

Bojsen-Møller, F., & Lamoreux, L. (1979). Significance of free dorsiflexion of the toes in walking. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 50(4), 471-479.

Bolgia, L. A., & Malone, T. R. (2004). Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice. *Journal of athletic training*, 39(1), 77-82.

Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2017). Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 51(2), 86-96. doi: 10.1136/bjsports-2016-096671

Borský, M. (2009). Ortopedické vložky s podpurným stabilizačním segmentem. *Ortopedická protetika*. odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů (16), 10-13. ISSN 1212-6705

Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and trauma*, 30(3), 232-238. doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.015

Brozmanová, B., Spišáková, J., & Kokavec, M. (2011). *Aktuality z ortopedickej protetiky*. Bratislava: Herba.

Cantieni, B. (2000). *S pocitem tygřice: bodytrainer: smyslné cvičení pánve*. Praha: Ivo Železný.

Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical biomechanics*, 10(4), 171-178.

Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of biomechanics*, 34(10), 1299-1307.

Castori, M. (2012). Ehlers-Danlos syndrome, hypermobility type: an underdiagnosed hereditary connective tissue disorder with mucocutaneous, articular and systemic manifestations. *ISRN Dermatol.*, 2012, 1–22. doi: 10.5402/2012/751768

Ceccaldi, E. (2014). Comparison of postural control with different customized foot orthoses on isolated subtalar arthrodesis. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), A13. doi: 10.1186/1757-1146-7-S1-A13

Ceccaldi, E., & Janin, M. (2014). Effects of different customized foot orthoses on isolated subtalar arthrodesis. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), A12. doi: 10.1186/1757-1146-7-S1-A12

Ciuffolo, F., Ferritto, A. L., Muratore, F., Tecco, S., Testa, M., D'Attilio, M., & Festa, F. (2006). Immediate effects of plantar inputs on the upper half muscles and upright posture: a preliminary study. *CRANIO®*, 24(1), 50-59.

Cote, K. P., Brunet, M. E., II, B. M. G., & Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 40(1), 41.

Černý, P. (2008). Principy kalceotiky Principles of Orthopedic shoemaking. *Ortopedie*, 2, 51-55.

Černý, P. (2014). *Hodnocení silového působení ortéz na skelet v období růstu*. Praha. Dizertační práce (PhD.). Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra anatomie a biomechaniky, 2014-11-14

Dankerl, P., Keller, A. K., Häberle, L., Stumptner, T., Pfaff, G., Uder, M., & Forst, R. (2016). Effects on posture by different neuromuscular afferent stimulations and proprioceptive insoles: rasterstereographic evaluation. *Prosthetics and orthotics international*, 40(3), 369-376. doi: 10.1177/0309364614554031

Daniel, P., & Colda, A. (2012). Foot functioning paradigms. *Med Proc Rom Acad B*, 14(3), 212-217.

Davies, M. B. (2013). Common disorders of the adult foot and ankle. *Surgery (Oxford)*, 31(9), 488-494. doi: 10.1016/j.mpsur.2013.06.002

Delahunt, E., Coughlan, G. F., Caulfield, B., Nightingale, E. J., Lin, C. W. C., & Hiller, C. E. (2010). Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(11), 2106-2121. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181de7a8a

Dixon, P. C., Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *Journal of biomechanics*, 45(6), 1011-1016. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.01.001

Dungl, P. (2014). *Ortopedie. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada.

Dupuy, E. G., Leconte, P., Vlamynck, E., Sultan, A., Chesneau, C., Denise, P., Besnard, S., Bienvenu, B., & Decker, L. M. (2017). Ehlers-Danlos Syndrome, Hypermobility Type: Impact of Somatosensory Orthoses on Postural Control (A Pilot Study). *Frontiers in human neuroscience*, 11, 283. doi: 10.3389/fnhum.2017.00283

- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive Foot Orthotics – Practical manual for expert users*. Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- Franco, A. H. (1987). Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Physical therapy*, 67(5), 688-694.
- Flemer, L. (Ed.). (2014). *Pohybové aktivity ve vědě a praxi*. Praha: Karolinum Press.
- Fraser, J. J., Hart, J. M., Saliba, S. F., Park, J. S., Tumperi, M., & Hertel, J. (2019). Multisegmented ankle-foot kinematics during gait initiation in ankle sprains and chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 68, 80-88. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.017
- Freeman, M. A. R., Dean, M. R. E., & Hanham, I. W. F. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 47(4), 678-685.
- Fukano, M., Fukubayashi, T., & Banks, S. A. (2018). Sex differences in three-dimensional talocrural and subtalar joint kinematics during stance phase in healthy young adults. *Human movement science*, 61, 117-125. doi: 10.1016/j.humov.2018.06.003
- 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.
- Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Gervis, W. H. (1943). The Anatomy and Physiology of the Foot. *Postgraduate medical journal*, 19(215), 225.
- Giannini, S., Catani, F., & Benedetti, M. G. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS press.
- Goonetilleke, R. S. (2012). *The science of footwear*. Boca Raton: CRC Press.
- Goto, A., Moritomo, H., Itohara, T., Watanabe, T., & Sugamoto, K. (2009). Three-dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion–eversion. *Foot & ankle international*, 30(5), 432-438. doi: 10.3113/FAI.2009.0432
- Ghanem, I., Massaad, A., Assi, A., Rizkallah, M., Bizdikian, A. J., El Abiad, R., Seringe, R., Mosca, V., & Wicart, P. (2019). Understanding the foot's functional anatomy in physiological and pathological conditions: the calcaneopedal unit concept. *Journal of Children's Orthopaedics*, 13(2), 134-146. doi: 10.1302/1863-2548.13.180022
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.



- Güner, S., Haghari, S., Alsancak, S., Uluğ, N., & İnanıcı, F. (2018). Effect of insoles with arch support on gait pattern in patients with multiple sclerosis. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 64(3), 261-268. doi: 10.5606/tftrd.2018.2246
- Hadraba, I. (2006). *Ortopedická protetika:(II. část)*. Praha: Karolinum.
- Haendlmayer, K. T., & Harris, N. J. (2009). (ii) Flatfoot deformity: an overview. *Orthopaedics and Trauma*, 23(6), 395-403.
- Hafkemeyer, U., Poppenborg, D., Drerup, B., Möller, M., & Wetz, H. H. (2002). Improvements of gait in paraplegic patients using proprioceptive insoles. *Gait & Posture*, 16, 157-158.
- Hähnel, H. (2012). The afference-stimulating insole –Effective corrective factor in the event of sensorimotor performance deficits and dysbalances as well as pains in the musculoskeletal system. *Sesorimotor function-* Springer Aktiv AG, 19-24.
- Hicks, J. H. (1953). The mechanics of the foot: I. The joints. *Journal of Anatomy*, 87(4), 345.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., & Deland III, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, 37(3), 445-451. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.007
- Hirsch, B. E., Udupa, J. K., & Stindel, E. (2000). Tarsal joint kinematics via 3 D imaging. *Critical reviews in diagnostic imaging*, 41(6), 403-449. doi: 10.3109/10408370091179253
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*, 39(1), 23-28. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.017
- Hunter, S., Dolan, M. G., & Davis, J. M. (1995). *Foot orthotics in therapy and sport*. Leeds: Human Kinetics.
- Hylton, N. M. (1989). Postural and functional impact of dynamic AFOs and FOs in a pediatric population. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2(1), 40-53.
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2011). Foot orthoses: a review focusing on kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(4), 341-348.
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2012). Effects of foot orthoses: how important is the practitioner?. *Gait & posture*, 35(3), 383-388. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.10.356

Choi, J. K., Cha, E. J., Kim, K. A., Won, Y., & Kim, J. J. (2015). Effects of custom-made insoles on idiopathic pes cavus foot during walking. *Bio-medical materials and engineering*, 26(1), S705-S715. doi: 10.3233/BME-151362

Chun, H. L., & Lee, B. H. (2018). The immediate effects of foot pressure based insole on ankle dorsiflexion range of motion, postural sway, and muscle activation in healthy adults with genu varum. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 7(4), 164-171. doi: 10.14474/ptrs.2018.7.4.164

Incel, N. A., Genc, H., Yorgancioglu, Z. R., & Erdem, H. R. (2002). Relation between hallux valgus deformity and lumbar and lower extremity biomechanics. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 18(7), 329-333.

Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Lower limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Keith, A. (1929). The history of the human foot and its bearing on orthopaedic practice: Being the Third HO Thomas Memorial Lecture given before the Medical Institution, Liverpool, May 11, 1928. *JBJS*, 11(1), 10-32. [Abstract]

Kerr, C. M., Zavatsky, A. B., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Kinematic differences between neutral and flat feet with and without symptoms as measured by the Oxford foot model. *Gait & posture*, 67, 213-218. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.015

Kim, E. K., & Kim, J. S. (2016). The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of physical therapy science*, 28(11), 3136-3139. doi: 10.1589/jpts.28.3136

Kirby, K. A. (1997). *Foot and lower extremity biomechanics: a ten year collection of Precision Intricast newsletters*. Payson, AZ: Precision Intricast.

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.

Kirby, K. A. (2002). *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002*. Payson, AZ: Precision Intricast.

Kirby, K. A. (2006). Emerging concepts in podiatric biomechanics. *Podiatry Today*, 19(12), 36-48. [cit..2019-06-18]. Dostupné z: <https://www.podiatrytoday.com/article/6436>

- Kirby, K. A. (2014). *Foot and lower extremity biomechanics IV: Precision Intricast Newletters, 2009-2013*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kittnar, O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Knust, M. (2012). Sensorimotor insoles, a concept from head to toe? *Sensorimotor function Springer*, 15-18.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Konradsen, L., & Ravn, J. B. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 61(5), 388-390.
- Konradsen, L. (2002a). Factors contributing to chronic ankle instability: kinesthesia and joint position sense. *Journal of athletic training*, 37(4), 381.
- Konradsen, L. (2002b). Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 199-203.
- Koo, S., Lee, K. M., & Cha, Y. J. (2015). Plantar-flexion of the ankle joint complex in terminal stance is initiated by subtalar plantar-flexion: A bi-planar fluoroscopy study. *Gait & posture*, 42(4), 424-429. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.009
- Korbmacher, H., Koch, L., Eggers-Stroeder, G., & Kahl-Nieke, B. (2007). Associations between orthopaedic disturbances and unilateral crossbite in children with asymmetry of the upper cervical spine. *European Journal of Orthodontics*, 29, 100-104.
- Kostuj, T., Stief, F., Hartmann, K. A., Schaper, K., Arabmotlagh, M., Baums, M. H., Meurer, A., Krummenauer, F., & Lieske, S. (2018). Using the Oxford Foot Model to determine the association between objective measures of foot function and results of the AOFAS Ankle-Hindfoot Scale and the Foot Function Index: a prospective gait analysis study in Germany. *BMJ open*, 8(4), e019872. doi: 10.1136/bmjopen-2017-019872
- Laštovička, O., Klein, T., & Janura, M. (2018). Okamžitý vliv pelot senzomotorických stélek na úhel progresu nohou ve stojné fázi chůzového cyklu u symptomatických dospělých osob-Pilotní studie. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 25(3).
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & posture*, 25(3), 453-462. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.017
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics*, 14(8), 528-536.

Lee, W. E. (2001). Podiatric biomechanics. An historical appraisal and discussion of the Root model as a clinical system of approach in the present context of theoretical uncertainty. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 18(4), 555-684.

Leonard, J. (2018). Supination of the foot: Causes and treatment. *Health News – Medical News Today* [online]. Copyright © 2004 [cit.2019-06-17]. Dostupné z: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/320582.php>

Lippold, C., Danesh, G., Schilgen, M., Drerup, B., & Hackenberg, L. (2006). Relationship between thoracic, lordotic, and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults. *The Angle Orthodontist*, 76(5), 779-785.

Liu, W., Siegler, S., Hillstrom, H., & Whitney, K. (1997). Three-dimensional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking. *Human Movement Science*, 16(2-3), 283-298.

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(33), 1-9. doi: 10.1186/s13047-016-0162-5

Ludwig, O., Quadflieg, R., & Koch, M. (2013). Einfluss einer sensomotorischen Einlage auf die Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase. *Dtsch Z Sportmed*, 64(3), 77-82. doi: 10.5960/dzsm.2012.049

Marenčáková, J., Svoboda, Z., Vařeka, I., & Zahálka, F. (2016). Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters. *Acta Gymnica*, 46(2), 74-81. doi: 10.5507/ag.2016.004

Mattila, V. M., Sillanpää, P., Salo, T., Laine, H. J., Mäenpää, H., & Pihlajamäki, H. (2011). Orthotic insoles do not prevent physical stress-induced low back pain. *European spine journal*, 20(1), 100-104. doi: 10.1007/s00586-010-1496-5

Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British journal of sports medicine*, 44(14), 1035-1046. doi: 10.1136/bjism.2009.066977

McDonald, S. W., & Tavener, G. (1999). Pronation and supination of the foot: confused terminology. *The Foot*, 9(1), 6-11.

Models of Foot Function – Physiopedia. [online]. Copyright © 2004 [cit. 2019-06-18]. Dostupné z: [https://www.physio-pedia.com/Models\\_of\\_Foot\\_Function](https://www.physio-pedia.com/Models_of_Foot_Function)

Motion Capture Systems | VICON. *Motion Capture Systems / VICON* [online]. [cit. 2019-05-24] Dostupné z: <https://www.vicon.com/>

Mootanah, R., Song, J., Lenhoff, M. W., Hafer, J. F., Backus, S. I., Gagnon, D., Deland III, J. T., & Hillstrom, H. J. (2013). Foot Type Biomechanics Part 2: Are structure and anthropometrics related to function?. *Gait & posture*, 37(3), 452-456. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.008

Mouri, H., Kim, W. C., Arai, Y., Yoshida, T., Oka, Y., Ikoma, K., Fujiwara, H., & Kubo, T. (2019). Effectiveness of medial-wedge insoles for children with intoeing gait who fall easily. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 65(1), 9-15. doi: 10.5606/tftrd.2019.2403

Moyne-Bressand, S., Dhieux, C., Decherchi, P., & Dousset, E. (2017). Effectiveness of foot biomechanical orthoses to relieve patients' knee pain: changes in neural strategy after 9 weeks of treatment. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 56(6), 1194-1204. doi: 10.1053/j.jfas.2017.05.032

Motion Capture Systems | VICON. *Motion Capture Systems / VICON* [online]. [cit. 2019-06-22]. Dostupné z: <https://www.vicon.com/>

Motion Lab System: User Manual [online]. United States of America: Motion Lab Systems, Inc., 2002 [cit. 2019-05-21]. Dostupné z: <<http://isbweb.org/software/movanal/C3D/C3Dmanual.pdf>>

Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*, 29(2), 172-187. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.015

Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*, 2(1), 35. doi: 10.1186/1757-1146-2-35

Müller-Gliemann, C., Drerup, B., Osada, N., & Wetz, H. H. (2006). The influence of proprioceptive insoles (Bourdiol) on the sagittal curvature and inclination of the trunk. *Der Orthopade*, 35(11), 1131-1136.

Mysliviček, J. (2009). *Základy neurovědy. 2., rozš. a přeprac. vyd.* Praha: Triton.

Nawoczenski, D. A., & Janisse, D. J. (2004). Foot orthoses in rehabilitation—what's new. *Clinics in sports medicine*, 23(1), 157-167. doi: 0.1016/S0278-5919(03)00087-5

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, S421-S428.

NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic (2011). *Sensomotor insoles for gait pattern correction*. Remscheid, Germany: Schein orthopädie service KG.

NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic. Proprioceptive foot orthotics. *Practical manual for expert users*, Remscheid, Germany: Schein orthopädie service KG.

Nyska, M., & Mann, G. (2002). *The unstable ankle*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Ohlendord, D. (2013). Basics of human motion control. *Foot & shoe*, (1), 19-24.

Oxford foot model. Clinically tested and validated model for detailed foot analysis. VICON.

Palastanga, N., & Soames, R. (2011). *Anatomy and human movement, Structure and function*. Philadelphia, PA: Elsevier Health Sciences.

Paton, J., Glasser, S., Collings, R., & Marsden, J. (2016). Getting the right balance: insole design alters the static balance of people with diabetes and neuropathy. *Journal of foot and ankle research*, 9(1), 9:40. doi: 10.1186/s13047-016-0172-3

Paton, J., Hatton, A. L., Rome, K., & Kent, B. (2016). Effects of foot and ankle devices on balance, gait and falls in adults with sensory perception loss: a systematic review. *JBIR database of systematic reviews and implementation reports*, 14(12), 127. doi: 10.11124/JBISRIR-2016-003229

Perry, J., & Burnfield, J. M. (c2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK.

Rencurel, C., Puil, C., Rouland, D., Ceccaldi, E., Boissonnot, V., Bréard, T., & Janin, M. (2018). Ortesis plantares: tipos, familias y conceptos. *EMC-Podología*, 20(1), 1-8. doi: 10.1016/S1762-827X(17)87774-9

Regnauld, B. (1986). Insoles. *The Foot*, 545-554. Springer, Berlin, Heidelberg.

Reinschmidt, C., Van Den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., & Stano, A. (1997). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, 6(2), 98-109. doi: 10.1016/S0966-6362(97)01110-7

Reinschmidt, C., Van Den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of biomechanics*, *30*(7), 729-732. doi: 10.1016/S0021-9290(97)00001-8

Ribeiro, F., & Oliveira, J. (2007). Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity*, *4*(2), 71. doi: 10.1007/s11556-007-0026-x

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, *37*(1), 71.

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of athletic training*, *37*(1), 80.

Root M.L., Orien W.P., Weed J.H., & Hughes, R.J. (1971). *Biomechanical Examination of the Foot*. Vol 1. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.

Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics*. Vol. II. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.

Rothbart, B. A. (2013). Prescriptive proprioceptive insoles and dental orthotics change the frontal plane position of the atlas (C1), mastoid, Malar, temporal, and sphenoid bones: a preliminary study. *CRANIO®*, *31*(4), 300-308. doi: 10.1179/crn.2013.31.4.008

Sammarco, V. J. (2004). The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint. *Foot and ankle clinics*, *9*(1), 127-145. doi: 10.1016/S1083-7515(03)00152-9

Seringe, R., Wicart, P., & French Society of Pediatric Orthopaedics (SOFOP. (2013). The talonavicular and subtalar joints: the “calcaneopedal unit” concept. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *99*(6), S345-S355. doi: 10.1016/j.otsr.2013.07.003

Sinclair, J., Greenhalgh, A., Taylor, P. J., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2013). Differences in tibiocalcaneal kinematics measured with skin-and shoe-mounted markers. *Human Movement*, *14*(1), 64-69. doi: 10.2478/humo-2013-0005

Sinclair, J., & Taylor, P. J. (2014). Sex differences in tibiocalcaneal kinematics. *Human Movement*, *15*(2), 105-109.

Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Physical therapy*, *87*(2), 193-207. doi: 10.2522/ptj.20060083

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Skalka, P. (2017). Pánevní dno postavené na nohy. *Umění fyzioterapie*, 3, 37-42.

Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 54-64.

Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. (2010). Gait compensations caused by foot deformity in cerebral palsy. *Gait & posture*, 32(2), 226-230. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.006

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace—systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26-31.

Šnytr, J. (2017). Prorioceptivní vložky. *Ortopedická protetika*. Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů, 20, 60-61.

The essentials of motion capture, (n.d). Vicon Motion System.

The Tissue Stress Model: Justification based on Current Best Evidence. (n.d.) [online]. [cit. 2019-06-18]. Dostupné z: <https://www.vasylimedical.com/research/articles>

Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 11(2), 109-111.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-37.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & Jeremy, C. O. (1999). *Dynamics of human gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Vicon MX Hardware [online]. [cit. 2019-05-21]. Dostupné z: <http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MotionDisplayKAUST/ViconHardwareReference.pdf>

Von Piekartz, H. J. (2007). *Craniofacial pain: neuromusculoskeletal assessment, treatment and management*. Philadelphia, PA: Elsevier Health Sciences.



Viitasalo, J. T., & Kvist, M. (1983). Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints. *The American journal of sports medicine*, *11*(3), 125-130. doi: 10.1177/036354658301100304

Yalcin, N., Esen, E., Kanatli, U., & Yetkin, H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*, *44*(3), 241-5. doi: doi: 10.3944/AOTT.2010.2233

Yeung, E. W., & Yeung, S. (2001). Interventions for preventing lower limb soft-tissue injuries in runners. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3). doi: 10.1002/14651858.CD001256.pub2

Wagner, A., & Luna, S. (2018). Effect of footwear on joint pain and function in older adults with lower extremity osteoarthritis. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *41*(2), 85-101. doi: 10.1519/JPT.0000000000000108

Waldecker, U., Hofmann, G., & Drewitz, S. (2012). Epidemiologic investigation of 1394 feet: coincidence of hindfoot malalignment and Achilles tendon disorders. *Foot and Ankle Surgery*, *18*(2), 119-123. doi: 10.1016/j.fas.2011.04.007

Wang, K., Tobajas, P. T., Liu, J., Geng, T., Qian, Z., & Ren, L. (2019). Towards a 3D passive dynamic walker to study ankle and toe functions during walking motion. *Robotics and Autonomous Systems*, *115*, 49-60. doi: 10.1016/j.robot.2019.02.010

Werd, M. B., & Knight, E. L. (2010). *Athletic footwear and orthoses in sports medicine*. P. R. Langer (Ed.). New York: Springer.

Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & posture*, *10*(3), 264-275. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00041-7

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, *3*(4), 193-214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

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

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

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

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

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi 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

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

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

## **Příloha 2. Informovaný souhlas**

### Informovaný souhlas

#### **Název studie (projektu):**

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

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

### Příloha 3. Dotazník

## Dotazník k projektu Senzomotorických stélek

Dotazník slouží pouze po získání základních informací potřebných k výzkumu, kterého se chcete zúčastnit. Informace jsou důvěrné a bude s nimi nakládáno v souladu s platnými právními předpisy.


Šedě označená pole mají vytvořený rozevírací seznam možností "NE", "ANO", popř. "nevím", který se zobrazí pomocí šipky při kliknutí do daného políčka. Prosíme, využívejte pouze těchto možností!

Vyplněný dotazník zašlete prosím obratem na emailovou adresu: **ondrej.lastovicka@upol.cz**. Děkujeme!

Mgr. Tomáš Klein  
odpovědný řešitel

Příjmení, jméno:	
Datum narození (DD.MM.RRRR):	
Trpíte v současné době (posledních 7 dnů) bolestí / bolestmi?	
Objevuje se některá z Vašich bolestí pravidelně (několikrát týdně)?	
Trvá některá z Vašich bolestí více jak 3 měsíce?	
Zmírňují se Vaše bolesti užitím běžně dostupných analgetik (Ibalgin)?	
Nosíte v současnosti ortopedické stélky (vločky do bot), ortézy či další ortotické pomůcky?	
Prodělal(a) jste závažný úraz nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervu, přetržený přední křížový vaz kolenního kloubu,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných vrozených vad nervového a/nebo pohybového systému (dětská mozková obrna, dysplázie kyčelních kloubů,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných získaných vad nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervové soustavy v důsledku diabetu, výrazné plochonoží,...)?	
Podstoupil(a) jste nebo plánujete v následujících 3 měsících podstoupit operaci v oblasti pánve či dolních končetin?	

#### Příloha 4. Protokol vyšetření

Příjmení, jméno:						
Datum vyšetření (DD.MM.RRRR)						
<b>Velikost test. obuvi (EUR):</b>		<b>Délka dolní končetiny</b>	P		mm	
Délka vnitřní stélky (mm):			L		mm	
<b>Výška bez bot:</b>	mm	<b>Šířka kolenního kloubu</b>	P		mm	
<b>Výška s botami:</b>	mm		L		mm	
Výška podrážky:	mm	<b>Šířka hlezenního kloubu</b>	P		mm	
<b>Váha (kg):</b>	<b>10 % váhy:</b>		L		mm	
Zkouška 2 vah (P/L):		<b>Závěr:</b>		<b>Vzdál. ASIS (mm):</b>		
<b>Otlaky, opotřebení obuvi:</b>						
 <p style="text-align: center;">upřesnění před měřením</p>						
<b>Funkční testy:</b>		P	L	<b>počítáno:</b>	<b>Celkové skóre:</b> 0	
Deep squat				0	<b>Poznámky:</b>	
Hurdle step				0		
Inline lunge (přední DK)				0		
<b>Talar tilt test</b>	plantární flexe	P		<b>Poznámky:</b>		
		L				
	neutrální post.	P				
		L				
	dorzální flexe	P				
L						
<b>Klasická typologie nohy</b>		P	L		P	L
Index Chippaux-Šmiřák:				<b>Úhel palce:</b>		
Vzdál. předonoží–zánoží (mm)				<b>Délka otisku (mm):</b>		
Typ nohy:	P			<b>Započ. délka (mm)</b>	0	
	L			<b>Šířka předonoží (mm)</b>		
<b>Vyšetřující:</b>	Ondřej Laštovička					