

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

ANALÝZA VLIVU SENZOMOTORICKÝCH STÉLEK
NA KINEMATICKÉ PARAMETRY CHŮZE U ASYMPTOMATICKÝCH
DOSPĚLÝCH OSOB

Diplomová práce

Autor: Bc. Michaela Kubečková, Fyzioterapie
Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2018

Jméno a příjmení autora: Bc. Michaela Kubečková

Název diplomové práce: Analýza vlivu senzomotorických stélek na kinematické parametry chůze u asymptomatických dospělých osob

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

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt:

Cílem práce bylo určit účinky jednotlivých pelot senzomotorických stélek (mediální patní pelota, laterální patní pelota, pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně, pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně) na kinematiku v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině při chůzi.

Celkem bylo testováno 11 asymptomatických dospělých jedinců (6 mužů, 5 žen). Všichni probandi byli měřeni při chůzi vlastní rychlostí v jednotné sportovní obuvi odpovídající velikosti se zkušebními stélkami NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo). Každý proband absolvoval měření nejdříve s prázdnou stélkou a následně se stélkou a jednotlivými pelotami (zkušební prvky Velcro NovaPed sensosystem) vybranými v náhodném pořadí. Každé testované podmínce sestávající z 10-15 pokusů předcházela 5minutová aklimatizace na vybranou pelotu. Pro získání základních kinematických parametrů dolních končetin při chůzi byl využit optoelektrický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie).

Chůze s jednotlivými pelotami byla porovnáвана s chůzí bez pelot. Z výsledků vyplývá, že chůze s mediální patní pelotou signifikantně zvýšila plantární flexi v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze a extenzi v kyčelním kloubu během stojné fáze. Pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně signifikantně zvýšila druhý vrchol flexe v kolenním kloubu. Pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně signifikantně zvýšila flexi v kolenním kloubu na začátku stojné fáze a snížila extenzi v kolenním kloubu při jednooporové fázi.

Klíčová slova: kinematika, analýza chůze, senzomotorické (proprioceptivní) stélky

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Michaela Kubečková

Title of the master thesis: Analysis of the effect of sensorimotor insoles on kinematic gait parameters in asymptomatic adult individuals

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

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2018

Abstract:

The aim of this thesis was to determine the effects of individual bars of sensorimotor insoles (lateral heel bar, medial heel bar, retro bar raised on the inside, retro bar raised on the outside) on the kinematics of the ankle, knee and hip joints in the sagittal plane during walking.

There were tested 11 asymptomatic adult individuals (6 males, 5 females). All participants walked at a self-selected speed in a correctly sized pair of uniform sport shoes with trial insoles of NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Germany). Each participant completed the measurement first with the base sole and after that with the base sole and the individual bar (Velcro trial elements of NovaPED sensosystem case-set) selected in random order. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by 5 minutes of acclimatisation with the selected bar. The optoelectronic Vicon MX system (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, London, Great Britain) was used to obtain the basic kinematic parameters of the lower limbs during the walking.

Walking with individual bars was compared with walking without bars. The results show that walking with medial heel bar significantly increased plantar flexion of the ankle joint at the beginning of the stance phase and hip extension during the stance phase. Walking with the retro bar raised on the inside significantly increased the second peak of knee flexion. Walking with the retro bar raised on the outside significantly increased knee flexion at the beginning of the stance phase and reduced knee extension during the single support.

Key words: kinematics, gait analysis, sensorimotor (proprioceptive) insoles

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. dubna 2018

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za vstřícnost, pomoc a poskytnutí cenných rad při zpracování diplomové práce. Děkuji Mgr. Ondřeji Laštovičkovi a Tomáši Kleinovi za konzultace, realizaci měření a pomoc při zpracování dat a RNDr. Milanu Elfmarkovi za zpracování statistiky. Děkuji za spolupráci všem probandům, kteří se ochotně zúčastnili měření. V neposlední řadě chci poděkovat svým rodičům a manželovi za podporu v průběhu celého studia.

Práce byla realizována v rámci Interního grantu Fakulty tělesné kultury č.: IGA_FTK_2017_012 s názvem Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ	9
2.1 CHŮZE	9
2.1.1 Krokový cyklus	10
2.1.1.1 Základní dělení krokového cyklu	11
2.1.1.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu	13
2.1.2 Kinematika chůze	14
2.1.2.1 Kinematika hlezenního kloubu	15
2.1.2.2 Kinematika kolenního kloubu	17
2.1.2.3 Kinematika kyčelního kloubu	21
2.1.2.4 Kinematika pánve	25
2.1.3 Analýza chůze	27
2.1.3.1 Kinematická analýza chůze	27
2.2 ORTOTICKÉ POMŮCKY	30
2.2.1 Ortézy v oblasti nohy	30
2.2.2 Používání vložek	31
2.2.3 Druhy vložek a jejich výroba	33
2.2.3.1 Vložky zhotovené podle rozměrů nohy klienta (na míru)	34
2.2.3.2 Prefabrikované vložky	35
2.2.4 Vliv vložek na kinematiku dolních končetin	36
2.2.5 Princip fungování vložek	37
2.2.6 Senzomotorické vložky	40
3 CÍLE A 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 Příprava na měření	48
4.2.3 Postup měření	49
4.3 ANALÝZA DAT	50
4.3.1 Zpracování dat a získání měřených parametrů kinematické 3D analýzy	50

4.3.2	Statistické zpracování dat	50
5	VÝSLEDKY	52
5.1	SLEDOVANÉ ÚHLOVÉ PARAMETRY CHŮZE	52
5.2	POROVNÁNÍ SLEDOVANÝCH ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ CHŮZE	52
5.2.1	Úhlové parametry při chůzi s mediální patní pelotou (CM) ve srovnání s chůzí bez pelot	53
5.2.2	Úhlové parametry při chůzi s laterální patní pelotou (CL) ve srovnání s chůzí bez pelot	54
5.2.3	Úhlové parametry při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (RM) ve srovnání s chůzí bez pelot	54
5.2.4	Úhlové parametry při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL) ve srovnání s chůzí bez pelot	55
6	DISKUZE	58
7	ZÁVĚRY	63
8	SOUHRN	64
9	SUMMARY	65
10	REFERENČNÍ SEZNAM	66
11	PŘÍLOHY	73

1 ÚVOD

V dnešní moderní době se stále více lidí potýká s problémy v oblasti nohou a dolních končetin. Problémy postihují velké množství populace bez ohledu na věk, pohlaví a aktivní nebo sedavý způsob života. Lidé trpí bolestmi způsobenými funkčními nebo strukturálními poruchami (plochonožím, artrózami kloubů, deformitami prstů, ostruhami, ...), zvýšenou únavou, zraněními, nestabilitou segmentů, zvýšenou laxicitou vaziva, ... Jelikož stav nohy úzce souvisí s postavením hlezenních, kolenních a kyčelních kloubů, pánve a páteře, je problematika nohou komplexní záležitostí.

Jako jedno z možných řešení pro předcházení nebo mírnění problémů spojených s nohou se nabízí použití vložek do obuvi. Těch na trhu existuje celá řada (dětské, sportovní, masážní, zdravotní, antibakteriální, diabetické, gelové, ortopedické, ...). Výrobci zdravotnických potřeb a ortotických pomůcek se mezi sebou předhánějí v nápadech na nové konstrukce, použité materiály a jedinečné funkce vložek. Od toho se samozřejmě odvíjí také jejich cena na trhu. Všeobecné mínění je nastaveno tak, že čím vyšší je cena vložky, tím lepší a kvalitnější vložka bude.

Vložky mohou nohu podepřít v oblasti podélné nebo příčné klenby, odlehčit ji na přetížených místech, ztlumit nárazy v inkriminovaných lokalitách, ... Pasivní podpora, jakou jsou vložky do obuvi, sice pomůže udržet optimálnější postavení chodidla, ale jejich dlouhodobé užívání způsobuje postupné ochabování zúčastněných svalů a ztrátu schopnosti nohy udržet nožní klenbu proti hmotnosti těla. Vložky tedy mohou na nějaký čas ulevit od bolestí a podpořit unavené svaly na noze, ale trvalé vyřešení problémů nepřinesou. Indikace vložek je proto mezi odborníky stále hojně diskutovaná a názory na jejich používání jsou značně nejednotné.

V posledních letech se na trhu objevily speciální ortopedické vložky, které jsou známé jako senzomotorické (proprioceptivní) vložky. Tyto vložky nepůsobí jako pasivní podpora nohy, ale pomocí speciálních klínovitých prvků (pelot) umístěných na stélkách vytváří tlak na šlachy určitých svalů, čímž je stimulují k aktivitě. Činností těchto svalů může být např. podpora klenby nohy (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016; NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).

V této diplomové práci pomocí 3D kinematické analýzy (systému Vicon MX) zjišťujeme vliv jednotlivých pelot senzomotorických vložek na kinematické parametry chůze u asymptomatických dospělých osob. Účinek těchto vložek u jedinců s určitými patologiemi chůze nebo nohy a jejich indikace je nutné ověřit v dalších výzkumech.

2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ

2.1 CHŮZE

Přestože je chůze základním pohybem, který využíváme každý den, neexistuje pro ni obecně platná definice. V literatuře se setkáváme s mnoha různými způsoby jejího definování. Např. Kolář et al. (2009) uvádí, že chůze je základním pohybovým stereotypem člověka, který se vyvíjí v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince.

Gross, Fetto a Rosen (2005) charakterizují chůzi jako dopředný pohyb vzpřímeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin, při kterém opisuje těžiště těla sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině s minimální amplitudou.

Z mechanického hlediska je chůze „řízený pád“, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu. Pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity (centrálního generátoru pohybu uloženého ve spinální míše) (Janura & Zahálka, 2004).

Podle dalších autorů je chůze základní pohybový projev člověka, při kterém je vzpřímené pohybující se tělo podepřeno jednou končetinou a následně druhou. Je to cyklický vzor pohybů těla, který se stále opakuje. Při jejím popisu se zaměřujeme na to, co se děje během jediného cyklu (Rose & Gamble, 2006).

Chůze je nejběžnější způsob lokomoce charakteristický střídáním období zatěžování a nezatěžování dolní končetiny. Chůze poskytuje nezávislost a usnadňuje mnoho sociálních a pracovních aktivit (Kirtley, 2006).

Perry a Burnfield (2010) definují chůzi jako opakující se sérii pohybů, které posunují tělo vpřed a současně udržují stabilitu těla. Jedna končetina opakuje posloupnost pohybu končetiny druhé, ale s polovičním časovým zpožděním. Chůze je podle nich vhodným prostředkem pro cestování na krátké vzdálenosti. Při absenci patologie se zdá být koordinovanou, efektivní a nenáročnou aktivitou.

Při chůzi dochází k přesunu těla z místa na místo za účelem dosažení určitého cíle a vykonání základních životních potřeb. Je to velmi složitý komplexní děj s mnoha fázemi, při kterém se pohyby těla a končetin rytmicky opakují v určitém časovém sledu. Do pohybu při chůzi je zavzat celý pohybový aparát, a proto je jedinec schopen přizpůsobit se tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém se pohybuje. V průběhu posturální ontogeneze se chůze vyvíjí a posturálně zajištěná bezpečná bipedální chůze se objevuje až ve fázi, kdy je dítě schopno

stabilizovat vertikální postavení těla na jedné končetině minimálně po dobu 2-3 sekund (Véle, 2006).

2.1.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus (KC) je základní jednotkou chůze. Definuje se jako časový interval mezi dvěma po sobě následujícími stejnými událostmi chůze. Nejčastěji se pro vymezení krokového cyklu využívá okamžik, kdy jedna noha kontaktuje zem. Cyklus je potom zahájen dopadem dané části (zpravidla paty) jednoho chodidla a ukončen opětovným dopadem té samé části chodidla stejné nohy (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Krokový cyklus neboli *dvojkrok* (stride) je složen ze dvou *kroků* (step) (jednoho kroku každé končetiny). Dvojkrok se vztahuje k událostem chůze jedné končetiny. Jeho délka je vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími kontakty stejné nohy s podložkou. Krok je vymezen událostmi chůze obou končetin. Jeho délka se rovná vzdálenosti mezi kontaktem pravé a levé nohy (Perry & Burnfield, 2010). Při patologické chůzi je běžné, že délka dvou následujících kroků je rozdílná (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Krokový cyklus je rozdělen na dva základní děje: *stoj* (stance) a *švih* (swing). Stoj (stojná fáze) je termín používaný k označení doby, během které je noha nebo její část v kontaktu se zemí a švih (švihová fáze) se vztahuje k období, kdy je noha ve vzduchu a zajišťuje postup končetiny dopředu (Perry & Burnfield, 2010).

Stoj se dělí na další 3 intervaly. Na začátku a na konci dochází k *fázi dvojí opory* (double stance / double limb support), kdy jsou v kontaktu se zemí obě dolní končetiny, zatímco uprostřed stoje dochází k *jednooporové fázi* (single stance / single limb support), při které je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010).

Většina autorů uvádí délku stojné fáze kolem 60 % KC a švihové fáze přibližně 40 % KC. Přesná doba trvání těchto období závisí na rychlosti chůze. Při obvyklé rychlosti chůze 1,36 m/s zaujímá stojná fáze 62 % a švihová 38 % KC, přičemž každá fáze dvojí opory trvá přibližně 12 % KC. Se zvýšením rychlosti chůze se proporcionálně prodlužuje délka švihové a jednooporové fáze, naopak stojná fáze a fáze dvojí opory se zkracují. Jednooporová fáze je stejně dlouhá jako švihová fáze, protože nastávají ve stejném okamžiku (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010).

Každý dvojkrok zahrnuje neustále se měnící nastavení mezi tělem, opěrnou nohou při stoje a posunem segmentů končetiny při švihu. Tyto reakce vedou k sérii pohybových vzorů prováděných kyčelním, kolenním a hlezenním kloubem. Na základě těchto událostí se pro

zjednodušení popisu chůze krokový cyklus rozděluje do několika dalších období (Perry & Burnfield, 2010).

2.1.1.1 Základní dělení krokového cyklu

Nejčastěji se setkáme se třemi základními způsoby dělení krokového cyklu.

Vaughan (1992) uvádí tradiční osmistupňovou nomenklaturu, u které prvních pět fází probíhá ve stejné fázi, zbylé tři ve fázi švihové. Jednotlivé fáze popisují události jedné končetiny:

1. Heel strike – úder paty,
2. Foot-flat – kontakt celé nohy s podložkou,
3. Midstance – střední stoj,
4. Heel-off – odvinutí paty,
5. Toe-off – odraz palce,
6. Acceleration – zrychlení (počáteční fáze švihu),
7. Midswing – střední fáze švihu,
8. Deceleration – zpomalení (konečná fáze švihu).

Toto rozdělení se dá využít k popisu chůze zdravých osob, ale není vhodné k charakteristice krokového cyklu osob s patologií. Při normální chůzi se totiž do kontaktu s podložkou dostává jako první pata, jenže např. u parézy se do kontaktu pata někdy vůbec nedostane nebo se dostane až v pozdějších fázích krokového cyklu. Někteří pacienti dokonce kontaktují podložku ihned celým chodidlem. Tento jev je v literatuře nazýván také jako „flat foot“, takže může docházet ke kolizi mezi těmito stejnými pojmy s rozdílným významem. Mnoha autorům nevyhovuje ani označení „úder paty“, který budí dojem dupnutí nohy o podložku (Dungl et al., 2014; Perry & Burnfield, 2010).

V roce 1992 zavedla Perry terminologii, která se dala využít u zdravé populace i u pacientů s nejrůznější poruchou chůze a je dodnes nejpoužívanější při popisu krokového cyklu. Toto dělení obsahuje dohromady osm fází: pět ve stejné a tři ve švihové a zahrnuje též jejich procentuální zastoupení z hlediska trvání v rámci krokového cyklu. I v tomto rozdělení se všechny fáze vztahují k událostem jedné končetiny:

1. Initial contact (0-2 % KC) – počáteční kontakt,
2. Loading response (2-12 % KC) – postupné zatěžování,
3. Mid-stance (12-31 % KC) – střední stoj (mezistoj),

4. Terminal stance (31-50 % KC) – konečný stoj,
5. Preswing (50-62 % KC) – předšvih,
6. Initial swing (62-75 % KC) – počáteční švih,
7. Mid-swing (75-87 % KC) – střední švih (mezišvih),
8. Terminal swing (87-100 % KC) – konečný švih (Perry & Burnfield, 2010).

Poslední ze zmiňovaných dělení je názvosloví zavedené v roce 1987 Wallem et al., které rozděluje krokový cyklus na sedm fází, z nichž čtyři se vyskytují ve stejné fázi a tři ve švihové. Na rozdíl od předchozích dvou způsobů dělení se jednotlivé fáze vztahují k událostem obou dolních končetin:

1. Initial contact – počáteční kontakt,
2. Opposite toe off – odvinutí palce druhostranné dolní končetiny,
3. Heel rise – odvinutí paty,
4. Opposite initial contact – počáteční kontakt druhé dolní končetiny,
5. Toe off – odraz palce,
6. Feet adjacent – chodidla ve stejné úrovni,
7. Tibia vertical – vertikální postavení tibie (Levine, Richards & Whittle, 2012).

První fáze je shodná s nomenklaturou Perry a Burnfield (2010), ostatní události jsou pouze součástí některé z jejich fází. *Odvinutím palce druhostranné dolní končetiny* končí fáze dvojí opory. Tato fáze odpovídá fázi postupného zatěžování a začátku mezistoje. *Odvinutí paty* (nazývané též jako heel off) označuje přechod od mezistoje do konečného stoje. Načasování zvedání paty se značně liší mezi různými jedinci a také s rychlostí chůze. *Počáteční kontakt druhé dolní končetiny* (v literatuře také jako opposite foot contact) se objevuje přibližně uprostřed krokového cyklu. Označuje konec jednooporové fáze a začátek předšvihu (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Odras palce se objevuje kolem 60 % krokového cyklu. Odděluje předšvih od počátečního švihu a je okamžikem, ve kterém končí stojná fáze a začíná švihová. Pro tuto fázi byl navržen také název „terminal contact“, protože při patologické chůzi nemusí být palec posledním segmentem, který kontaktuje podložku. Fáze, kdy jsou *chodidla ve stejné úrovni*, odděluje počáteční švih od středního švihu. Je to období, ve kterém švihová končetina má stejnou končetinu a obě chodidla jsou vedle sebe. Alternativní název pro tuto fázi je „foot clearance“. Období středního a konečného švihu je rozděleno *vertikálním postavením tibie* švihové končetiny (Levine, Richards & Whittle, 2012).

2.1.1.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu

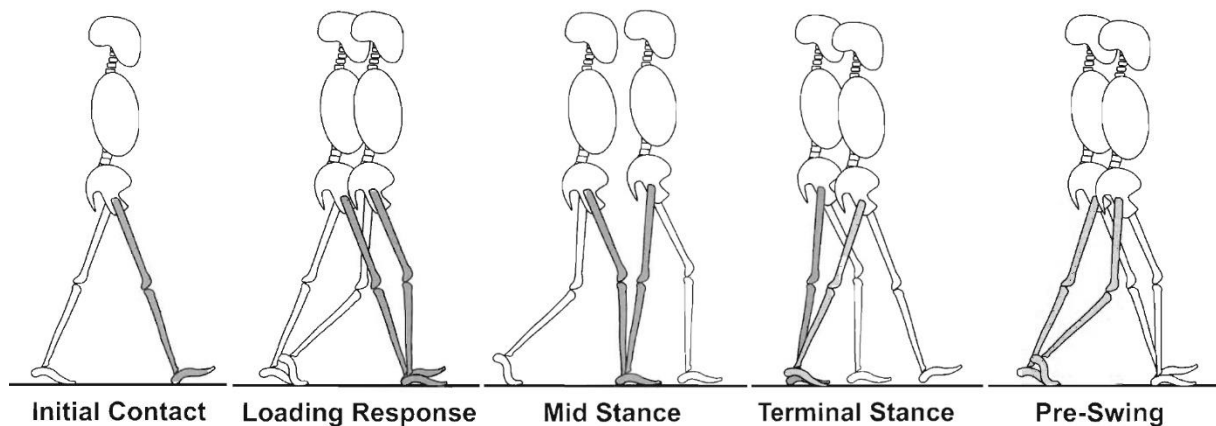
Počáteční kontakt (initial contact / heelstrike / heel contact / footstrike / foot contact) zahajuje krokový cyklus (Levine, Richards & Whittle, 2012) (Obrázek 1). Nastává v okamžiku, kdy se noha dotkne podložky a pata se stává středem otáčení pro pohyb tibie a ostatních segmentů nohy. Dochází k absorpci nárazu a akceptaci hmotnosti těla. Postavení kloubů v tomto momentě určuje způsob zatížení končetiny (Perry & Burnfield, 2010).

Fáze *postupného zatěžování* (nazývaná také jako initial rocker / heel rocker / heel pivot) je fází první dvojí opory. Končí se začátkem švihové fáze kontralaterální končetiny (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010).

Ve fázi *mezistoje* začíná jednooporové fáze. Hmotnost celého těla je přenesena na stojnou končetinu. Tato fáze opět plynule navazuje na předchozí fázi a pokračuje, dokud není tělesná hmotnost rozložena na přední část nohy (Perry & Burnfield, 2010).

S konečným stojem končí jednooporová fáze. Začíná se zvednutím paty a končí s kontaktem nohy druhostranné končetiny (Perry & Burnfield, 2010). Období během mezistoje a konečného stoje je někdy označováno jako mid-stance rocker / second rocker / ankle rocker (Levine, Richards & Whittle, 2012).

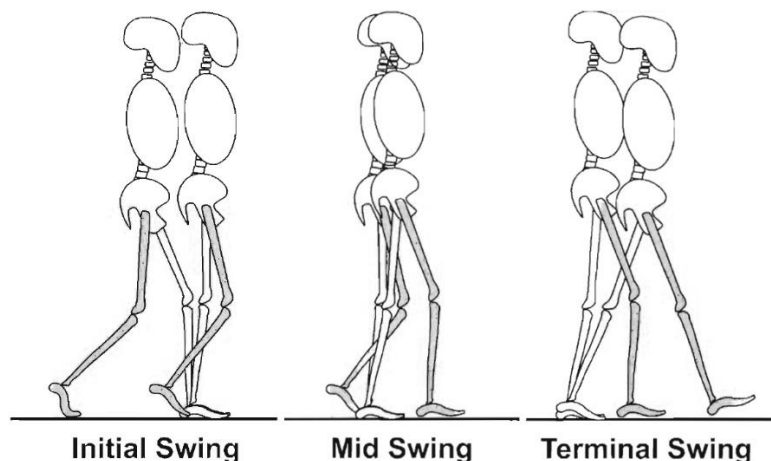
Konečnou fází stoje je *předšvih*, při kterém tělo prochází druhou fází dvojí opory. Rychlý přenos tělesné hmotnosti v tomto období rychle odlehčuje končetinu, na kterou je z důvodu přípravy na nadcházející švihovou fázi vyvíjen dopředný tlak. Předšvih končí odrazem palce stejnostranné končetiny od podložky (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 1. Dělení stojné fáze krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010, 11-14)

Vysvětlivky: initial contact – počáteční kontakt; loading response – postupné zatěžování; mid stance – mezistoje; terminal stance – konečný stoj; pre-swing – předšvih

Švihová fáze začíná *počátečním švihem* (Obrázek 2). Po odlepení nohy od podložky postupuje švihová končetina dopředu, dokud není ve stejné úrovni se stojnou končetinou. Následuje *mezišvih*, který končí v okamžiku, když je tibie švihové končetiny vertikálně (rozsah flexe kyčelního i kolenního kloubu je shodný). *Konečný švih* pokračuje do kontaktu nohy s podložkou (bérec se dostává před stehno) (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 2. Dělení švihové fáze krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010, 14-16)

Vysvětlivky: initial swing – počáteční švih; mid swing – mezišvih; terminal swing – konečný švih

Postupná sekvence těchto fází umožňuje končetině splnit 3 základní úkoly chůze: akceptovat zátěž (weight acceptance) při počátečním kontaktu a postupném zatěžování, opřít se o jednu dolní končetinu (single limb support) během mezistoje a konečného stoje a posunout dolní končetinu vpřed (swing limb advancement) v průběhu předšvihové a celé švihové fáze. První úkol je nejnáročnější, protože je zapotřebí zabezpečit hned tři požadavky najednou: tlumení nárazu, počáteční stabilitu končetiny a zachování progresu pohybu. Při opoře o jednu končetinu je hlavním cílem udržet stabilitu v sagitální i frontální rovině, při které je zároveň zachována také progresu pohybu (Perry & Burnfield, 2010).

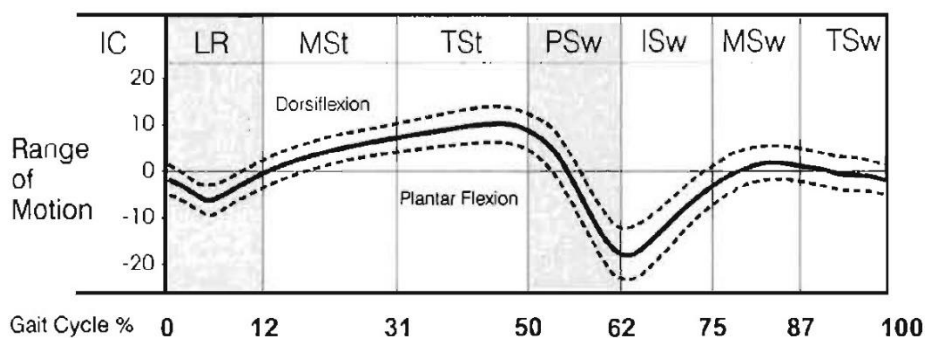
2.1.2 Kinematika chůze

Během chůze pozorujeme především flexně-extenční pohyby v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech. Pohyb se však přenáší přes pánev také na páteř, odkud se šíří až na ramenní pletence. Synkinetický pohyb horních končetin omezuje pohyby trupu (Véle, 2006). Chůze každého jedince je jedinečná. Variabilita může být ovlivněna strukturálně (výškou, hmotností, postavením kloubů, pohlavím, ...), průběhem motorického vývoje, vnějšími

faktory (osvětlením, kvalitou povrchu, ...) i vnitřními faktory (psychickým/fyzickým stavem, ...) (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.2.1 Kinematika hlezenního kloubu

Během každého krokového cyklu prochází hlezenní kloub čtyřmi fázemi pohybu popisovanými jako „zhoupnutí“ (Obrázek 3), při kterých se střídá plantární (PF) a dorzální flexe (DF) (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Tato zhoupnutí mají za úkol umožnit co nejplynulejší pohyb s minimální ztrátou kinetické energie (Vařeka & Vařeková, 2009). K prvním třem zhoupnutím dochází během stejné fáze (PF, DF, PF), poslední zhoupnutí (DF) se objevuje v průběhu švihové fáze a podílí se na míjení nohy s podložkou (clearance nohy). Přestože žádný z těchto pohybů není velký, všechny jsou důležité pro progresi pohybu a pohlcování nárazů při kontaktu nohy s podložkou. Celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině při každém dvojkroku se pohybuje kolem 25° (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).



Obrázek 3. Kinematika hlezenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010, 55)

Vysvětlivky: plná čára – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; přerušovaná čára – směrodatná odchylka; IC (initial contact) – počáteční kontakt; LR (loading response) – fáze postupného zatěžování; MSt (mid stance) - mezistoj; TSt (terminal stance) – konečný stoj; PSw (pre-swing) - předšvih; ISw (initial swing) – počáteční švih; MSw (mid-swing) - mezišvih; TSw (terminal swing) – konečný švih; Dorsiflexion – dorzální flexe; Plantar flexion – plantární flexe; Range of Motion – rozsah pohybu; Gait Cycle % – procento krokového cyklu

Při počátečním kontaktu (0-2 % KC) je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo v mírné plantární/dorzální flexi. Protože se tibie posouvá posteriorně a noha se zvedá nahoru, kontaktuje zem jenom pata. V této fázi je noha v mírné inverzi, a proto se do kontaktu s podložkou jako první dostává posterolaterální část paty. Následuje pasivní pohyb do plantární flexe („první zhoupnutí“), který přibližuje předonoží k podložce (Kirby, 2009; Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Plantární flexe iniciovaná kontaktem paty pokračuje po první polovinu stádia

zatěžování (2-7 % KC) (Perry & Burnfield, 2010). Postupně dochází k plantární flexi mezi 3° a 5°, dokud není dosaženo kontaktu celé nohy s podložkou. Plantární flexe je kontrolována excentrickou aktivitou m. tibialis anterior. To umožňuje tlumení nárazů a pomáhá hladkému přenosu hmotnosti těla dolní končetinou (Richards & Thewlis, 2008a). Pohyb do plantární flexe je doprovázen pronací nohy a vnitřní rotací tibie (Levine, Richards & Whittle, 2012). Pronace subtalárního kloubu je též důležitým mechanismem absorpce nárazů a může přispět k hladší flexi kolenního kloubu (Kirby, 2009). Po dosažení vrcholu PF začíná hlezenní kloub vykonávat pohyb zpět do DF („druhé zhoupnutí“) (7-12 % KC). Ke konci této fáze hlezenní kloub dosahuje neutrální pozice (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).

Během *fáze mezistoje* (12-31 % KC) pokračuje „druhé zhoupnutí“. Noha, která je celým chodidlem na podložce, se stává statickou a dopředu se přes zatížené chodidlo pohybuje tibie. Hlezenní kloub tak dosahuje dorzální flexe o velikosti 5° (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Plantární flexory pracují excentricky a kontrolují pohyb tibie vpřed (Richards & Thewlis, 2008a). S dorzální flexí se pojí zevní rotace tibie, která je doprovázená supinací nohy (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Také v průběhu *konečného stoje* (31-50 % KC) pokračuje hlezenní kloub pomalu do dorzální flexe. Přibližně v 45 % KC dosahuje vrcholu DF 10°, ve kterém zůstává až do konce této fáze. Hlezenní kloub tedy během tří fází chůze (fáze postupného zatěžování, mezistoje a konečného stoje) vykoná pohyb do DF v celkovém rozsahu přibližně 15° (Perry & Burnfield, 2010).

Během *předšvihové fáze* (50-62 % KC) (fáze dvojí opory, počátečního kontaktu druhostranné končetiny) se opět úhel hlezenního kloubu mění („třetí zhoupnutí“) (Perry & Burnfield, 2010). Při normální rychlosti chůze zvednutí paty nastává v okamžiku počátečního kontaktu druhostranné končetiny (Kirby, 2009). Díky přenosu tělesné hmotnosti na přední končetinu dochází k odpovídajícímu snížení hmotnosti na stojné končetině, což umožňuje aktivní plantární flexi hlezenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009). Hlezenní kloub se během této fáze pohybuje z 10° DF do 15° PF (Perry & Burnfield, 2010). Největší plantární flexe nastává těsně po odrazu palce (Levine, Richards & Whittle, 2012). Tato fáze je odrazovou fází (propulsive phase) krokového cyklu, během které plantární flexory pracují koncentricky do PF a pohánějí tělo dopředu (Richards & Thewlis, 2008a).

Na začátku švihové fáze pokračuje hlezenní kloub ještě krátce do plantární flexe, ale postupně přechází v pohyb do dorzální flexe (Vařeka & Vařeková, 2009) („čtvrté zhoupnutí“) umožňující míjení nohy s podložkou (clearance) (Levine, Richards & Whittle, 2012; Richards

& Thewlis, 2008a). V průběhu *počátečního švihu* (62-75 % KC) hlezenní kloub vykonává pohyb do DF, ale ještě zcela nedosáhne neutrálního postavení. Na konci této fáze je hlezenní kloub v 5° plantární flexi (Perry & Burnfield, 2010).

Neutrální pozice hlezenního kloubu zpravidla nastává ze začátku (79 % KC) *fáze mezišvihu* (75-87 % KC). Následně hlezenní kloub pokračuje do mírné 2° dorzální flexe (Perry & Burnfield, 2010). Dorzální flexory pracují koncentricky, umožňují clearance nohy a připravují se na další iniciální kontakt (Richards & Thewlis, 2008a).

V *konečné fázi švihu* (87-100 % KC) je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo v mírné dorzální flexi (Perry & Burnfield, 2010). Podle některých autorů může následovat ještě krátká a malá PF, která je obecně interpretována jako příprava na počáteční kontakt s podložkou (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Přestože se za dominantní pohyby v hlezenním kloubu považují dorzální a plantární flexe, nejsou to jediné pohyby, ke kterým v hlezenním kloubu dochází. Osa hlezenního kloubu, která leží pod oběma kotníky, je ve skutečnosti zešikmená v transverzální rovině (laterální strana osy je oproti mediální straně posunutá 20° posteriorně) i frontální rovině (osa je sklopena vzhledem k horizontále na laterální straně o 10°). Výsledkem těchto dvou zešikmení osy hlezenního kloubu je biplanární pohyb (pohyb neprobíhá čistě v sagitální rovině) (Perry & Burnfield, 2010). Pohyb nohy vůči tibií v sagitální rovině je doplněn o pohyby v rovině frontální (inverze/everze) a transverzální (vnitřní/zevní rotace nebo pronace/supinace) (Richards & Thewlis, 2008a). Plantární flexe je doprovázena malou inverzí a dorzální flexe se pojí s malou everzí (Perry & Burnfield, 2010).

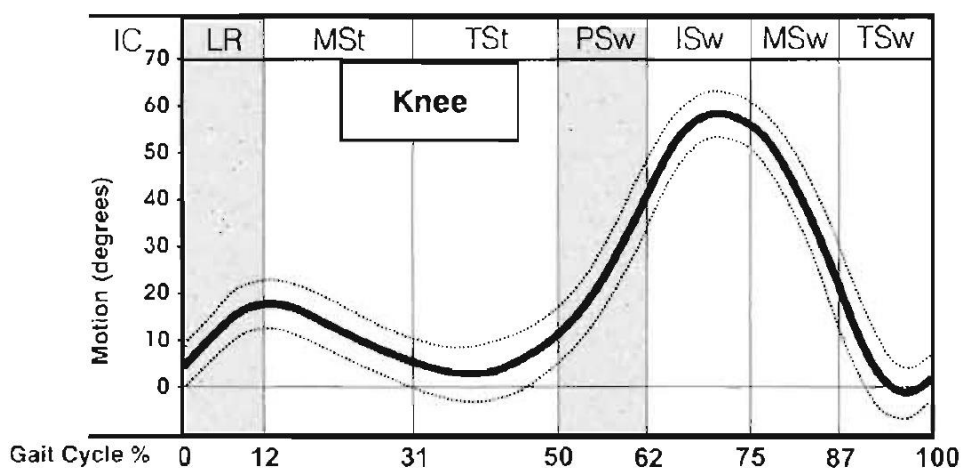
2.1.2.2 Kinematika kolenního kloubu

Během chůze vykonává kolenní kloub pohyb v sagitální rovině (flexe a extenze) a pohyby ve frontální a transverzální rovině (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Pokud není patologicky zvětšená pohyblivost, pouhým okem zaznamenáme pouze pohyb v sagitální rovině, k rozeznání dalších pohybů jsou zapotřebí měřicí systémy. Flexe a extenze umožňují progresi pohybu, absorpci nárazů a míjení nohy s podložkou, pohyb ve frontální rovině usnadňuje udržení rovnováhy (zvláště při jednooporové fázi pohybu) a rotace v transverzální rovině pomáhá s přizpůsobením se změnám v nastavení, ke kterým dochází při pohybu těla nad stojnou končetinou (Perry & Burnfield, 2010).

Studie ukazují, že pohyby kolenního kloubu nejsou tak těsně svázány s rotací tibie a kalkanu, jak se na základě Rootova paradigmatu (viz 2.2.2) dříve předpokládalo (Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině

Během krokového cyklu se v kolenním kloubu objevuje menší nebo větší stupeň flexe a extenze v rozsahu přibližně 0°-60°. Variabilita rozsahů může souviset s rozdíly v rychlosti chůze, s individualitou jedince, (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Během každého krokového cyklu prochází kolenní kloub dvěma vrcholy flexe (Obrázek 4). Na rozhraní fáze postupného zatěžování a mezistoje dochází k prvnímu menšímu vrcholu flexe (stojná fáze kolenní flexe), který přispívá ke kontrolovanému tlumení nárazů. Druhý větší vrchol flexe nastává v průběhu počátečního švihů (švihová fáze kolenní flexe) a napomáhá míjení nohy s podložkou (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 4. Kinematika kolenního kloubu v sagitální rovině (Perry & Burnfield, 2010, 86)
Vysvětlivky: plná čára – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; přerušovaná čára – směrodatná odchylka; IC (initial contact) – počáteční kontakt; LR (loading response) – fáze postupného zatěžování; MSt (mid stance) - mezistoj; TSt (terminal stance) – konečný stoj; PSw (pre-swing) - předšvih; ISw (initial swing) – počáteční švih; MSw (mid-swing) - mezišvih; TSw (terminal swing) – konečný švih; Knee – koleno; Motion (degrees) – pohyb ve stupních; Gait Cycle % – procento krokového cyklu

Těsně před dopadem paty bývá kolenní kloub v plné extenzi. Během počátečního kontaktu (0-2 % KC) většinou přechází do přibližně 5° flexe (Perry & Burnfield, 2010). Tato poloha však může variovat mezi lehkou hyperextenzí (Richards & Thewlis, 2008a), plnou extenzí (0°) a 10° flexí. Rychlejší chůze je v porovnání s menšími rychlostmi chůze spojena s větší flexí při iniciálním kontaktu (Perry & Burnfield, 2010). Flexe kolenního kloubu nastává ve stejný okamžik jako plantární flexe hlezenního kloubu, díky čemuž dochází k tlumení nárazů během zatížení dolní končetiny. Extenzory kolenního kloubu v této fázi pracují excentricky (Richards & Thewlis, 2008a).

V průběhu *fáze postupného zatěžování* (2-12 % KC) kolenní kloub vykonává rychlou flexi. Rychlost flexe ($300^\circ/\text{s}$) se v tomto okamžiku téměř rovná rychlosti při švihové fázi. Podnět k ukončení flexe kolenního kloubu dává kontakt předonoží s podložkou (12 % KC). V tomto okamžiku je kolenní kloub v maximálním zatížení a dosahuje flexe 20° (první vrchol flexe). Flexe kolenního kloubu je při této fázi významně ovlivněna rychlostí chůze. Bylo prokázáno, že zpomalení rychlosti chůze vede k větším změnám než její zrychlení. Při srovnání s rychlostí chůze 90 m/min, došlo při rychlosti 60 m/min ke snížení flexe kolenního kloubu o 67 %, zatímco zvýšení rychlosti chůze na 120 m/min vedlo ke zvýšení flexe o 38 % (Perry & Burnfield, 2010).

S nástupem *mezistoje* (12-31 % KC) začíná kolenní kloub opět pohyb do extenze. Rychlost pohybu je však poloviční oproti předchozí rychlosti flexe (Perry & Burnfield, 2010). Richards a Thewlis (2008a) uvádí hodnotu $80^\circ\text{-}100^\circ/\text{s}$.

Během první poloviny *konečného stoje* (31-50 % KC) pokračuje kolenní kloub do extenze. Téměř plné extenze (cca 5° flexe) je dosaženo přibližně uprostřed této fáze (39 % KC) a přetrvává pouze po krátký čas, než začne kolenní kloub znovu pomalu flektovat. Na konci fáze je kolenní kloub flektován 10° (Perry & Burnfield, 2010).

V průběhu *předšvihové fáze* (50-62 % KC) kolenní kloub podléhá výrazné flexi, která spolu s dorzální flexí hlezenního kloubu umožňuje při švihové fázi míjení palce s podložkou (Richards & Thewlis, 2008a). Na konci této fáze je s rychlostí $300^\circ\text{-}350^\circ/\text{s}$ dosaženo flexe 40° (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).

Flexe kolenního kloubu pokračuje stejnou rychlostí v průběhu *počátečního švihu* (62-75 % KC). V této fázi mívá švihová končetina stejnou končetinu a nastává největší vrchol flexe v rámci celého krokového cyklu, který dosahuje cca 60° . Díky této flexi nedochází k zakopnutí (Perry & Burnfield, 2010).

Následně začíná kolenní kloub znovu extendovat a to stejně rychle jako flektoval v předcházejících fázích. Na konci *fáze mezišvihu* (75-87 % KC) je noha paralelně s podložkou a tibie vertikálně (Perry & Burnfield, 2010).

Extenze kolenního kloubu pokračuje při *konečném švihu* (87-100 % KC) rychlostí $400^\circ\text{-}450^\circ/\text{s}$ (Richards & Thewlis, 2008a) až do dosažení plné extenze (0°). Ta nastává těsně před koncem švihové fáze (95 % KC). Bezprostředně před dopadem paty má kolenní kloub tendenci opět mírně flektovat (Perry & Burnfield, 2010). Dle některých autorů plnou extenzi nenalezneme během žádné fáze krokového cyklu (Richards & Thewlis, 2008a).

Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině

Při stejné fázi krokového cyklu dochází během *fáze zatěžování* (2-12 % KC) k velmi malému pohybu (deformaci) kolenního kloubu ve frontální rovině a k opačné deformaci v průběhu *konečného stoje* (31-50 % KC). Směr této deformace je založen na anatomickém postavení kolenního kloubu, tj. addukčním/abdukčním postavení (varozita/valgozita). Při stejné fázi bychom neměli očekávat pohyb větší než 4° (od počáteční polohy kloubu). Během švihové fáze můžeme zaznamenat většinu rozsahu pohybu (až 10°), ale je stále nejasné, zda je tento pohyb reálný v důsledku laxity kloubu nebo zda je artefaktem vzniklým při změně orientace markerů měřicího systému (Richards & Thewlis, 2008a).

Většinou jsou pohyby ve frontální rovině popisovány jako abdukce a addukce kolenního kloubu. Perry a Burnfield (2010) uvádí, že kolenní kloub je abdukován během stejné fáze, s největším úhlem 4° objevujícím se při *fázi postupného zatěžování* (2-12 % KC). Na začátku švihy kolenní kloub přechází do addukce, s vrcholem 2° při *mezišvihy* (75-87 % KC). Tato zjištění se zcela neshodují s poznatky autorů Richardse a Thewlise (2008a).

Pohyb kolenního kloubu v transverzální rovině

V průběhu krokového cyklu se mění velikost i směr rotace kolenního kloubu v transverzální rovině. Rotace je nezbytná pro uzamykání a odemykání kolenního kloubu. S extenzí kolenního kloubu se pojí relativní zevní rotace tibie k femuru. S flexí kolenního kloubu je spojena vnitřní rotace tibie vůči femuru (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Při *počátečním kontaktu* (0-2 % KC) je tibie vzhledem k femuru v lehké zevní rotaci. Ta slouží k uzamčení kolenního kloubu z důvodu stability při prvním kontaktu nohy s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Během *fáze postupného zatěžování* (2-12 % KC) dochází k vnitřní rotaci kolenního kloubu i celé dolní končetiny. Femur následuje tibii do rotace, ale mnohem pomaleji. To způsobuje, že na konci této fáze (tj. počáteční fázi dvojí opory) dosahuje tibie vůči femuru vnitřní rotace o velikosti cca 4°-8°. Vrcholu vnitřní rotace dosahuje i celá dolní končetina. Everze v subtalárním kloubu přenáší pohyb na tibii. Tím dochází k odemknutí kolenního kloubu, po kterém je v tomto okamžiku vyžadována flexe pro absorpci nárazů (Perry & Burnfield, 2010).

Během *mezistoje* (12-31 % KC) a první poloviny *konečného stoje* (31-50 % KC) tibie

rotuje zevně rychleji než femur. Tato rotace zamyká kolenní kloub v okamžiku, kdy je vyžadována extenze kolenního kloubu z důvodu stability (Perry & Burnfield, 2010).

Během druhé poloviny *konečného stoje* a začátku *předšvihové fáze* (50-62 % KC) tibie vzhledem k femuru rotuje vnitřně přibližně o 1°. V těchto obdobích je zahájena také flexe kolenního kloubu jako příprava pro míjení nohy s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

V dalších fázích tibie, femur i pánev pokračují v pohybu do vnitřní rotace. Tento pohyb končí na konci fáze zatěžování (Perry & Burnfield, 2010). Podle Richardse a Thewlise (2008a) však ještě v druhé polovině švihové fáze dochází k výrazné zevní rotaci kolenního kloubu. Tito autoři uvádí, že se během stejné fáze z důvodu vnitřní rotace tibie generuje napětí v předním křížovém vazů, které se následně uvolňuje během švihové fáze a vede k vnější rotaci tibie (Richards & Thewlis, 2008a).

2.1.2.3 Kinematika kyčelního kloubu

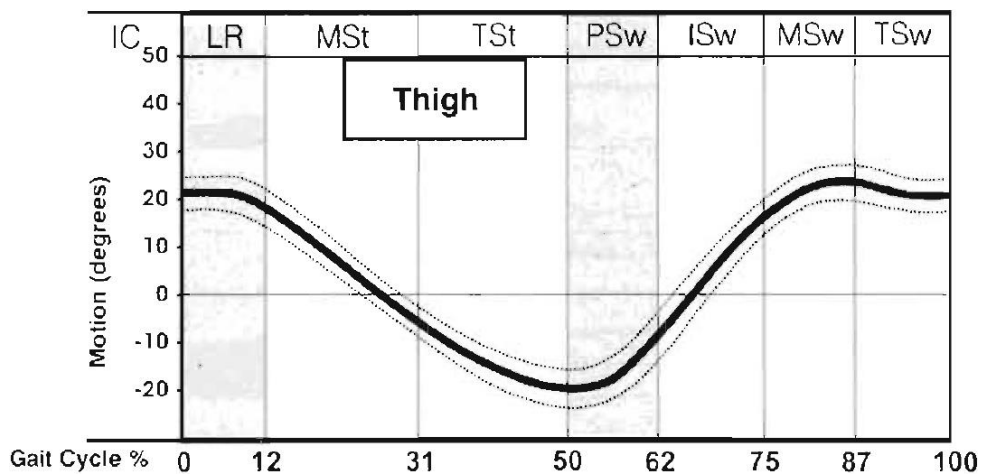
Kyčelní kloub představuje spojení mezi tělem a dolní končetinou a na rozdíl od kolenního a hlezenního kloubu má dobré předpoklady pro pohyb ve všech třech rovinách. K tomu mu slouží nejen nastavení kloubních ploch, ale také svaly v oblasti kloubu. Největší rozsah pohybu probíhá v sagitální rovině, ale požadavky na svalovou aktivitu jsou zde malé. Ve frontální rovině je sice pohyb omezen, ale nároky na svalovou aktivitu jsou obrovské. Rotace v transverzální rovině zůstává při chůzi i u tohoto kloubu malým pohybem. Během stejné fáze je hlavním úkolem kyčelního kloubu stabilizace dolní končetiny a při švihové fázi posun těla vpřed a míjení nohy s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Podle Perry a Burnfield (2010) je klinicky vhodnější definovat pohyb kyčelního kloubu jako odchylku femuru od vertikály. Pokud je pohyb hodnocen zvlášť pro kyčel a zvlášť pro pánev, je tímto způsobem vyloučeno z pohybu kyčelního kloubu např. klopní pánve 10° anteriorně. Oddělení pohybu pánve od kyčelního kloubu je důležité také klinicky, protože oba segmenty reagují odlišně na různé typy patologií, které mění schopnost chůze pacienta.

Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině

Během jednoho krokového cyklu vykonává kyčelní kloub dva pohyby: při stejné fázi extenzi a při švihové fázi flexi. Rozsah kyčelního kloubu do flexe se v literatuře pohybuje od 40 do 48°. Rozsah kyčelního kloubu do extenze variuje kolem 10°. Pokud popisujeme pohyb kyčelního kloubu jako vychýlení femuru vzhledem k vertikále, dosahuje kyčelní kloub během

konečného stoje (31-50 % KC) vrcholu extenze o velikosti 20° a vrcholu flexe kolem 25° při mezišvih (75-87 % KC) (Perry & Burnfield, 2010) (Obrázek 5).



Obrázek 5. Kinematika stehna v sagitální rovině (femur vzhledem k vertikále) (Perry & Burnfield, 2010, 104)

Vysvětlivky: plná čára – průměrné hodnoty úhlu pohybu ve stupních; přerušovaná čára – směrodatná odchylka; IC (initial contact) – počáteční kontakt; LR (loading response) – fáze postupného zatěžování; MSt (mid stance) - mezistoj; TSt (terminal stance) – konečný stoj; PSw (pre-swing) - předšvih; ISw (initial swing) – počáteční švih; MSw (mid-swing) - mezišvih; TSw (terminal swing) – konečný švih; Thigh - stehno; Motion (degrees) – pohyb ve stupních; Gait Cycle % – procento krokového cyklu

Během počátečního kontaktu (0-2 % KC) je kyčelní kloub vzhledem k vertikále ve flexi 20°. V průběhu fáze postupného zatěžování (2-12 % KC) je pozice femuru relativně stabilní, někdy kyčelní kloub ztrácí 2 nebo 3° flexe (Perry & Burnfield, 2010).

S nástupem mezistoje (12-31 % KC) kyčelní kloub provádí pohyb do extenze rychlostí 150°/s a dosahuje neutrální pozice cca v 27 % KC (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).

Při konečném stoji (31-50 % KC) femur pokračuje stejnou rychlostí do extenze, dokud nedosáhne vrcholu „zdánlivé hyperextenze“ (apparent hyperextension) 20°, která se objevuje těsně po úderu paty druhostranné končetiny (50 % KC). Termín „zdánlivá hyperextenze“ se používá, protože kyčelní kloub normálně neumožňuje více než polovinu tohoto rozsahu. Během konečného stoje ale dochází k interakci mezi maximální extenzí kyčelního kloubu, zvýšením klopení pánve anteriorně (3°-7°) a 5° zevní rotací pánve, čímž vzniká tento jev (Perry & Burnfield, 2010).

Po maximální extenzi kyčelního kloubu je hmotnost přenášena na přední končetinu a během předšvihové fáze (50-62 % KC) kyčelní kloub začíná flektovat (Perry & Burnfield,

2010; Richards & Thewlis, 2008a). Zdánlivá hyperextenze femuru se na konci této fáze sníží na 10° (Perry & Burnfield, 2010).

Pohyb do flexe pokračuje rychlostí 200°/s v prvních dvou fázích švihu (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Největší rozsah pohybu vykoná kyčelní kloub během *počátečního švihu* (62-75 % KC), kdy nabývá flexe přibližně 15° (Perry & Burnfield, 2010).

Na konci *mezišvihu* (75-87 % KC) provede kyčelní kloub pohyb v rozsahu 10° pro dosažení vrcholu flexe o velikosti 25° (Perry & Burnfield, 2010).

Jemný pohyb zpět do extenze při *konečném švihu* (87-100 % KC) přispívá ke konečné pozici flexe kyčelního kloubu 20°, která nastává těsně před počátečním kontaktem (Perry & Burnfield, 2010).

Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině

Kyčelní kloub vykonává ve frontální rovině pohyb do abdukce a addukce. Tento relativně malý pohyb se během chůze objevuje u mužů i žen a slouží k dynamickému nastavení stehna vůči pánvi (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Celkový rozsah pohybu je řádově 15°, s téměř stejným rozsahem abdukce a addukce (Perry & Burnfield, 2010). Během první fáze dvojí opory kyčelní kloub addukuje, během druhé fáze dvojí opory naopak abdukuje. Při švihu se kyčelní kloub vrací z pozice maximální abdukce do neutrální polohy (Rose & Gamble, 2006). Díky tomu, že nezatížená strana pánve následuje švihovou končetinu, nalézáme podobný pohybový vzor také u pohybu pánve ve frontální rovině (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).

Během *počátečního kontaktu* (0-2 % KC) je kyčelní kloub (femur vzhledem k pánvi) ve frontální rovině přibližně v neutrální pozici (0°) (Perry & Burnfield, 2010). Se zvýšením zatížení končetiny a přenosem hmotnosti těla se na konci *fáze zatěžování* (2-12 % KC) zvyšuje addukce na 10° (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Dochází k tomu díky kontralaterálnímu poklesu pánve a vychýlení femuru (Perry & Burnfield, 2010).

Během jednooporové fáze se s vyrovnáním pánve a přenesením těla nad stojnou končetinu pohyb do addukce postupně snižuje (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a) a přibližně uprostřed *předšvihové fáze* (56 % KC) kyčelní kloub znovu získává neutrální polohu ve frontální rovině (Perry & Burnfield, 2010).

Páneve na straně švihové končetiny klesá a v průběhu konce předšvihové fáze a *počátečního švihu* (62-75 % KC) provádí kyčelní kloub pohyb do abdukce, která těsně po odrazu palce (65 % KC) dosahuje vrcholu 5° (Perry & Burnfield, 2010).

Během *mezišvihů* (75-87 % KC) a *konečného švihů* (87-100 % KC) zaujímá kyčelní kloub neutrální postavení a pánve se opět vyrovnává (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a).

Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině

Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině popisujeme jako vnitřní a zevní rotaci (Richards & Thewlis, 2008a). Celkový rozsah pohybu je v průměru 8°, s podobným rozsahem do zevní i vnitřní rotace. Když tento pohyb sečteme s horizontální rotací pánve (7,7°), je celkový rozsah pohybu v průměru 15° (Perry & Burnfield, 2010).

Výsledky studií s intrakortikálními markery ukazují, že během *počátečního kontaktu* (0-2 % KC) je kyčelní kloub v neutrální pozici v transverzální rovině (Perry & Burnfield, 2010). Údaje různých autorů se však značně rozcházejí. Např. Vařeka a Vařeková (2009) nebo Richards a Thewlis (2008a) uvádí, že v počáteční fázi je kyčelní kloub v zevní rotaci. Druzí dva autoři uvádí hodnotu zevní rotace kolem 10°.

Počáteční zevní rotace femuru (spolu s homolaterální pánví) se mění ve vnitřní rotaci v okamžiku, kdy kontralaterální strana pánve spolu s femurem nyní stojné (kontralaterální) končetiny začnou pohyb do zevní rotace (Vařeka & Vařeková, 2009). Spolu s flexí kolenního kloubu a pohybem těla dopředu přes stojnou končetinu, kyčelní kloub rotuje do přibližně 5° vnitřní rotace (Richards & Thewlis, 2008a). Vrchol vnitřní rotace se objevuje na konci *fáze zatěžování* (2-12 % KC) (Perry & Burnfield, 2010), ale podle Richardse a Thewlise (2008a) až kolem počátečního kontaktu druhostranné končetiny (tj. po fázi *konečného stoje*).

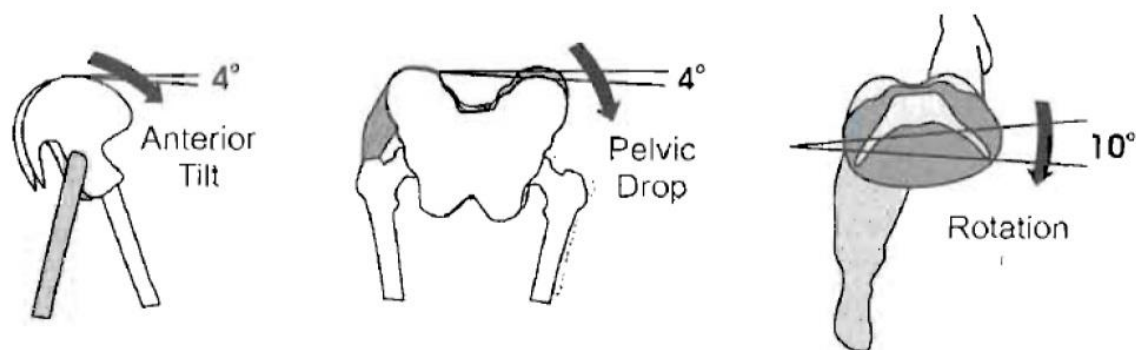
Ke konci švihové fáze dochází k rychlému pohybu zpět do zevní rotace (Richards & Thewlis, 2008a). Podle Perry a Burnfield (2010) se ale maximální zevní rotace objevuje už na začátku *počátečního švihů* (62-75 % KC).

Pohybové vzory kyčelního kloubu v transverzální rovině jsou názornou ukázkou velké interindividuální variability dané anatomicky (různý úhel antevertze krčku, rotace femuru) nebo individuálně naučeným vzorem chůze (Richards & Thewlis, 2008a; Vařeka & Vařeková, 2009). Rozdílné výsledky jsou dané také rozdílnou metodikou studií a umístěním značek při měření. Problémem bývá i určení bodu (segmentu), ke kterému je rotace vztažena. Popis kinematiky kyčelního kloubu v transverzální rovině komplikuje také existence kolodíafyzárního úhlu a úhlu antevertze/retrovertze krčku femuru. Osa krčku stehenní kosti promítnutá do transverzální roviny je během počátečního kontaktu v antevertzi vzhledem k frontální rovině pánve. Při stojné fázi se vzhledem k této rovině pohybuje z antevertze do

retroverze, což odpovídá pohybu stehenní kosti z flexe do extenze. V průběhu švihové fáze se osa krčku pohybuje naopak z retroverze do anteverze, což odpovídá pohybu z extenze do flexe. Tím vyvstává otázka, jestli opravdu dochází k zevní rotaci femuru při stojné fázi a vnitřní rotaci při fázi švihové (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.2.4 Kinematika pánve

Během každého dvojkroku se pánev pohybuje asynchronně ve všech třech rovinách. Při normální funkci je rozsah pohybu pánve poměrně malý, ale s postižením se mohou pohyby výrazně zvýšit. V sagitální rovině se během chůze pánev nakloní o 4° dopředu (anterior tilt), ve frontální rovině dochází k poklesu pánve (pelvis drop) o velikosti 4° na každou stranu a transverzální rovina umožňuje rotaci pánve dopředu a dozadu (forward/backward rotation) o 5° do obou směrů (Perry & Burnfield, 2010) (Obrázek 6). Během jednooporové fáze má navíc tělo tendenci posunout se laterálně. Maximálního vychýlení pánev dosahuje přibližně po fázi mezistoje. Následně se začíná vracet zpět a pokračuje do druhostranného vychýlení. Velikost vychýlení se zvětšuje se zvyšující se šířkou kroku, bývá symetrické na obě strany (Rosa & Gamble, 2006).



Obrázek 6. Pohyby pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině během chůze (Perry & Burnfield, 2010, 123)

Vysvětlivky: *Anterior tilt* – přední klopení pánve; *pelvic drop* – pokles pánve; *rotation* – rotace pánve

Pohyb pánve v sagitální rovině (náklon pánve)

V sagitální rovině se pánev zdá být v neutrální pozici, ale díky nižšímu postavení předních horních spin oproti zadním horním spinám je fyziologicky nakloněná o 10° anteriorně (anteverze pánve). Při chůzi se objevuje naklonění dopředu o další 4° . Během první i druhé fáze dvojí opory se náklon pánve snižuje. Vrchol relativního naklonění pánve dozadu (posterior tilt) (symfýza se pohybuje nahoru, je dosaženo nejnižších hodnot anteverze, pánev je nejvíce horizontálně) nastává na začátku jednooporové fáze (tj. ve fázi mezistoje (12-31 %

KC)) a znovu během *počátečního švihu* (62-75 % KC), kdy také kontralaterální končetina vstupuje do své jednooporové fáze. Naopak naklopení pánve dopředu (symfýza se pohybuje dolů, je dosaženo nejvyšších hodnot antevertze) nastává během *konečného stoje* (31-50 % KC) a znovu během *konečného švihu* (87-100 % KC). Trajektorie pohybu je velmi podobná pohybu těžiště v sagitální rovině při chůzi (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Pohyb pánve ve frontální rovině (úklon pánve)

Během *fáze zatěžování* (2-12 % KC) dochází k poklesu pánve ve frontální rovině na straně nezatížené (švihové, kontralaterální) končetiny, protože požadavky na zatíženou končetinu překračují sílu, kterou jsou abduktory schopny vygenerovat (Perry & Burnfield, 2010). Vrchol úklonu pánve (v průměru 4°) při normální chůzi se objevuje právě po odrazu palce druhostranné končetiny, což koresponduje se začátkem stejné fáze homolaterální končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Tento pohyb se vyskytuje v oblasti kyčelního kloubu, dochází k ekvivalentní relativní addukci stejné končetiny a relativní abdukci švihové končetiny. Při úklonu pánve musí kolenní kloub stejné dolní končetiny být ve flexi, aby umožnil míjení nohy s podložkou druhostranné končetiny (Rose & Gamble, 2006).

Ve fázi *mezistoje* (12-31 % KC) se pánev vrací do neutrální polohy a ve *fázi předšvihu* (50-62 % KC) klesá stejnostranná strana pánve znovu přibližně o 4°, protože kontralaterální abduktory podléhají vysokým nárokům na zatížení u nově vzniklé stejné končetiny. Ke konci švihové fáze dochází opět k vyrovnání pánve (Perry & Burnfield, 2010).

Úklon pánve slouží dvěma účelům: umožňuje absorbovat nárazy a upravuje délku dolní končetiny, čímž může redukovat energetickou náročnost chůze (Richards & Thewlis, 2008a).

Pohyb pánve v transverzální rovině (rotace pánve)

V transverzální rovině pánev rotuje v celkovém rozsahu o 8-10°. Tato rotace se pohybuje kolem 4-5° na každou stranu (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Se zvýšením rychlosti chůze se velikost rotace zvětšuje. Protože je pánev rigidní struktura, probíhají rotace v kyčelních kloubech (Rose & Gamble, 2006). Maximální dopředná rotace pánve (vnitřní rotace) se objevuje během *počátečního kontaktu* (0-2 % KC) a *konečného švihu* (87-100 % KC). Maximální rotace pánve dozadu (zevní rotace) nastává během *konečného stoje* (31-50 % KC) (při počátečním kontaktu kontralaterální končetiny) (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). *Mezistoj* (12-31 % KC) a *mezišvih* (75-87 % KC) jsou

fáze přechodu, ve kterých pánev prochází neutrální pozicí (0°) (Perry & Burnfield, 2010).

Rotace pánve účinně prodlužuje délku kroku a zabraňuje nadměrnému poklesu těžiště celého těla, což způsobuje účinnější vzor chůze. Rotace pánve také zmírňuje vertikální vychýlení těžiště a snižuje náraz při úderu paty (Richards & Thewlis, 2008a).

2.1.3 Analýza chůze

Historie analýzy chůze ukazuje nepřetržitý vývoj od raných popisných studií přes použití stále sofistikovanějších metod měření až po matematickou analýzu a matematické modelování. Pokrok byl zaznamenán nejen z hlediska vývoje techniky, ale i metodologie (Levine, Richards & Whittle, 2012; Richards & Thewlis, 2008a; Vařeka & Vařeková, 2009).

Metod používaných pro analýzu chůze je velké množství. Můžeme je rozdělit na *kvantitativní*, u kterých jsou výstupem číselné hodnoty (většinou velikost fyzikálních veličin), a *kvalitativní*, které popisují pohyb bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Kvantitativní metody dále rozdělujeme na *kinematické metody*, které hodnotí pohyb bez ohledu na síly, které jej způsobují, a *kinetické (dynamické) metody*, u kterých jsou měřeným parametrem síla nebo veličiny určené pomocí síly (Janura et al., 2012; Levine, Richards & Whittle, 2012).

2.1.3.1 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza chůze se zabývá zejména popisem polohy a orientace segmentů těla, úhlů v kloubech, rychlosti a zrychlení (Levine, Richards & Whittle, 2012; Rose & Gamble, 2006). Mezi metody kinematické analýzy řadíme *videografickou metodu*, *goniometrii*, *chronografii* a částečně i *akcelerometrii*, která je na pomezí s kinetickými metodami. Chronografií využíváme pro měření krátkých časových intervalů (fotobuňky, stopky). Elektrogoniometrie slouží k měření změny úhlu v daném kloubu kolem jedné, dvou nebo tří os. Akcelerometrie umožňuje měření statického nebo dynamického zrychlení, odstředivých a setrvačných sil a určení pozice tělesa, jeho náklonu a vibrací (Janura et al., 2012; Janura & Zahálka, 2004).

Asi nejčastěji jsou využívány videografické (kinematografické) metody, které vyhodnocují pohyb pomocí videozáznamu. Pro záznam pohybu slouží kromě videokamer také optoelektrické systémy (Vicon MX, Qualysis, Codamotion, ...), systémy pracující na elektromagnetickém principu (PASTRAK) nebo systémy využívající akustické senzory (ultrazvukové snímání – Zebris). Ve všech systémech jsou základní informace získány vyhodnocením polohy vybraných bodů na těle jedince. Označením těchto bodů na záznamu

pohybu získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin (dráha, rychlost, úhel, úhlová rychlost segmentů, ...) (Janura et al., 2012; Janura & Zahálka, 2004).

Na záznamu pohybu se každý segment lidského těla zobrazí jako dvojrozměrný obraz. Z jedné kamery získáme pouze 2D souřadnice bodů segmentu. Jelikož pohyb většinou probíhá ve více rovinách, musíme pro jeho záznam použít více záznamových zařízení. Pokud použijeme více kamer, dostaneme několik dvojic rovinných souřadnic stejného bodu, jejichž složením (transformací) vytvoříme prostorové souřadnice bodu (Janura et al., 2012; Richards, Thewlis, & Hobbs, 2008).

Při analýze pohybu více kamerami je nezbytné, aby všechny kamery zaznamenávaly událost současně. Jedině tak mohou být data ze záznamu jedné kamery kombinována se záznamy z dalších kamer (Richards, Thewlis, & Hobbs, 2008). Při kalibraci kamery a prostoru laboratoře je nasnímán kalibrační 3D objekt. Počítačový software vypočítá vztah mezi známými 3D polohami značek kalibračního objektu a 2D pozicemi těchto značek z pohledu různých kamer. Při pohybu jedince ve zkalibrovaném prostoru se naopak z 2D pozice bodů na snímku každé kamery vypočítají 3D pozice bodů jedince v reálném prostoru laboratoře (Janura et al., 2012; Janura & Zahálka, 2004; Levine, Richards & Whittle, 2012).

Minimální délka chodníku potřebná při analýze chůze je diskutovaným tématem. Autoři se domnívají, že u zdravých mladých lidí je minimum 8 m, ale za vhodnější délku považují 12 m. Tato délka umožňuje rychlému chodci, aby se dostal do své přirozené chůze. Kratší vzdálenosti jsou uspokojivé pro pomalé chodce i jedince s patologií chůze. Kinematický systém, který provádí současné měření z obou stran těla jedince, obvykle vyžaduje šířku prostoru snímaného kamerami alespoň 5-6 m (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Umístění značek

Pro určení polohy a orientace segmentů slouží značky (markery), které se umísťují na kůži v místě vybraných anatomických bodů (většinou v blízkosti středů kloubů). Značky se používají samostatně nebo ve formě clustrů (uskupení několika markerů na pevné podložce). Neměly by významně měnit měřený pohybový vzor. Pasivní markery, které jsou používány např. při analýze pohybu pomocí videokamer, musí být na záznamu označeny manuálně. Modernější systémy již umožňují automatické vyhodnocení záznamu. K tomu slouží aktivní markery (emitory světla, LED) nebo pasivní markery překryté reflexním materiálem, který umožňuje odraz signálu (např. infračerveného záření) vysílaného z okolí objektivu kamer

(Janura et al., 2012; Levine, Richards & Whittle, 2012; Richards, Thewlis, & Hobbs, 2008).

Pro definování polohy segmentů těla a možnost porovnání výsledků získaných na různých pracovištích se většinou používají stejné (nebo mírně modifikované) soubory značek (Vaughan marker set, Helen Hayes marker set, CAST marker set, ...) (Janura et al., 2012; Richards & Thewlis, 2008b).

Záznam pohybu a zdroje chyb

Jakmile je nastavení kamery zkalibrováno a proband má na sobě připevněny markery, může dojít k záznamu pohybu (Richards, Thewlis, & Hobbs, 2008). Někteří výzkumníci dovolují probandům zvolit si jejich vlastní rychlost chůze, zatímco jiní kontrolují čas krokového cyklu nebo kadenci např. chůzí podle metronomu. Mnoho měřitelných parametrů chůze se totiž liší podle rychlosti chůze a její kontrola poskytuje jeden ze způsobů snížení variability (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Každé měření je zatíženo určitou chybou. Chyby mohou být přístrojové, metodické, teoretické, statistické, subjektivní (Janura & Zahálka, 2004). Přesnost měření polohy markerů závisí do značné míry na zorném poli kamery. Dřívější systémy měly chyby měření 2-3 mm v každé rovině, dnešní systémy obzvláště díky zlepšení technických parametrů a provedení kalibrace snížily chyby měření na méně než 1 mm. Většina komerčních systémů tedy dostatečně přesně měří pozici končetin a úhly kloubů. Výpočet lineární a úhlové rychlosti však vyžaduje derivace polohových dat, které chyby měření zvětšují. Derivace je zapotřebí i k určení zrychlení (Levine, Richards & Whittle, 2012).

K dalším chybám dochází díky pohybu mezi markerem na kůži a pod ním ležící kostí. Několik studií (Holden et al., 1997; Reinschmidt et al., 1997) porovnávajících intrakortikální markery se značkami na kůži odhalilo značný pohyb kůže vůči kosti. Výsledná chyba závisela na měřeném parametru. Např. pohyb markeru měl malý efekt na pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině, protože způsobil pouze malou změnu vzhledem k poměrně dlouhému segmentu. Na druhou stranu způsobil značnou chybu v transverzální rovině kolenního kloubu nebo u kratších segmentů (např. klouby nohy). V některých případech byla velikost chyby dokonce větší než samotný pohyb (Levine, Richards & Whittle, 2012).

Další chyby vznikají, když se pozice kloubů odhadnou z antropometrických měření (např. z délky dolní končetiny) a z pozic špatně umístěných kožních markerů (Levine, Richards & Whittle, 2012). Pro řešení a eliminaci problémů s umístěním zevních kožních markerů bylo vytvořeno několik modelů, které definují jejich přesné umístění (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2 ORTOTICKÉ POMŮCKY

Ortotika je vědní obor ortopedické protetiky, který se zabývá léčbou pacientů pomocí ortéz. Ortézou se rozumí externě aplikovaná pomůcka, která modifikuje strukturální nebo funkční charakteristiky neuromuskulárního a skeletálního systému (definice ISO 8549, 1989; Kolář et al., 2009). Ortézy rozdělujeme na základě lokalizace na těle uživatele na trupové a končetinové (ortézy dolní/horní končetiny), které dále dělíme dle místa aplikace (nožní, hlezenní, kolenní ortézy, ortézy ruky a prstů, zápěstí a ruky, lokte, ...) (Kolář et al., 2009).

2.2.1 Ortézy v oblasti nohy

Ortéz užívaných v oblasti nohy je velké množství. Můžeme se setkat s vložkami, podpatěnkami, polštářky a podpěrami, korektory prstů atd. Všechny pomůcky jsou vyráběné z různých materiálů, v rozličných tvarech, velikostech, s různou tvrdostí, s rozdílnými konstrukcemi, strukturami, modifikacemi a funkcemi (antibakteriální, protiskluzové, masážní, stimulační, podpůrné...). Z tohoto důvodu je velmi obtížné jednotlivé pomůcky spolu srovnávat a často vzniká chaos nejen v označení, ale i definování jednotlivých skupin pomůcek (Mills et al., 2009).

Nožní ortézy (foot orthosis) nejčastěji využíváme při korekci vadného postavení kloubů nohy nebo jako odlehčující pomůcku pro oblast defektu na chodidle nebo prstech nohy. Cílem korekčních nožních ortéz je rovnoměrné rozložení plantárního tlaku a odlehčení patologického lokálního přetížení. U metatarzalgii, sesamoitidách a kalkaneodynii tímto dosahujeme výrazných analgetických účinků. Je nutné, aby se ortézy při dlouhodobém používání pravidelně měnily a byly aplikovány do kvalitní a prostorné obuvi. V opačném případě se efekt ortéz snižuje (Kolář et al., 2009).

Podpatěny (heel pads) snižují náraz během počátečního kontaktu a jsou doporučovány u lidí trpících bolestí paty. Jsou to finančně nenákladné pomůcky, které zvýšením paty snižují její zatížení a tlumí nárazy při chůzi (Bonanno, Landorf & Menz, 2011). Dají se využít také při korekci nestejně délky končetin (Kolář et al., 2009). Polštářky a podpěry (forefoot pads) fungují na podobném principu a slouží jako ochrana proti otlakům, puchýřům, mozolům a kuřím okům v oblasti předonoží. Odlehčí přetíženou část chodidla a zmírňují bolest. Jejich pozice vzhledem k hlavičkám metatarzů je pravděpodobně důležitější než jejich samotný tvar (Lee et al., 2014). Pro předcházení nebo zvládnutí deformit prstů jsou využívány prstní nebo meziprstní korektory. Korektor hallux valgus využíváme k zabránění progresu deformity a uvolnění svalových kontraktur jako noční polohovací ortézu nebo

v časném pooperačním období k udržení vhodné polohy pro hojení měkkých tkání. Pro korekci kladívkovitých prstů používáme silikonové prstové návleky trubicovitého tvaru. Na trhu nalezneme také separátory a chrániče prstů nebo paty (Kolář et al., 2009; Yu et al., 2017). Nejrozšířenější nožní ortézou jsou pravděpodobně vložky do bot. Ty poskytují oporu pro nohu tím, že mění rozložení tlaků na kontaktu s podložkou a upravují nastavení kloubů nohy během stoje, chůze a běhu (Peterson & Renström, 2016).

2.2.2 Používání vložek

Počátky používání vložek jako účinné léčebné metody sahají až do 19. století, přesto jsou vložky nadále předmětem výzkumů a dalšího rozvoje. Vložky ze začátku sloužily k redistribuci tlaku na noze, aby zmírnily diskomfort v oblastech citlivých na tlak. Nebyla však věnována dostatečná pozornost konkrétním abnormalitám nohou. Vyráběly se z kůže, gumy, korku, koňských žíní, plsti, dřeva, tvárných kovů a mnoha dalších materiálů (Kirby, 2002; Nole et al., 2013).

V 50. a 60. letech minulého století Merton L. Root vyvinul nový model funkce nohy (funkční typologie nohy), který představil nohu jako dynamický komplex, nikoliv jako statickou strukturu (Vařeka & Vařeková, 2009). Root definoval patologickou a normální („ideální“) nohu a předpověděl jejich dynamické chování během krokového cyklu (Petcu & Anca, 2012). Následně také zavedl několik metod pro výrobu vložek a techniku mechanické korekce – posting (přidání výstupků). To zajistilo nejen lepší funkci vložek a větší pohodlí pro pacienta, ale vedlo to také ke zvýšení možnosti využití vložek v terapii (Nole et al., 2013). I přes některé nedostatky v Rootově konceptu (malá reliabilita měření, velmi nízký výskyt Rootova ideálního postavení nohy v populaci, ...) je jeho model dodnes pokládán za nejpropracovanější a jeho funkční ortézování pravděpodobně za nejpoužívanější systém, který je využíván podiatry např. v USA a Austrálii (Vařeka & Vařeková, 2009).

Uvádí se, že vložky jsou zařízení pro podporu, vyrovnání, korekci deformity nebo pohybu části těla (Mills et al., 2009). Kirby (2002) definuje vložky jako zdravotní pomůcky v obuvi, které mění velikost a časové parametry reakčních sil působících na chodidlo nohy, což umožňuje normální funkci nohy a dolní končetiny a snížení jejich patologického zatížení. Většinou jsou vložky používány pro kontrolu abnormální funkce nohy během stejné fáze krokového cyklu. Ovládají nadměrný pohyb v subtalárním kloubu a zpomalují pronaci nohy (Nole et al., 2013). Podle Vařeky a Vařkové (2009) je cílem používání vložek zabránit vlastním kompenzačním mechanismům dolních končetin, které následně vedou k poruchám v proximálních etážích muskuloskeletálního systému (řetězení poruch). Kirby (2002)

považuje za jejich cíl snížení patologického zatížení na zraněných místech těla pacienta, které umožňuje hojení měkkých tkání, zabraňuje vzniku nových zranění a podporuje dynamiku těla při aktivitách v zatížení.

Vložky do bot jsou využitelné u celé řady pacientů. Jsou hojně využívány jak u dětí (Asgaonkar & Kadam, 2012; Bok et al., 2014), tak u dospělých jedinců. Dají se s úspěchem aplikovat sportovcům (Hotfiel et al., 2016; Lucas-Cuevas et al., 2014; Lucas-Cuevas et al., 2017), ale i starším lidem (Barbosa et al., 2013; Bonanno, Landorf & Menz, 2011; Iglesias, Vallejo & Pena, 2012; Lee et al., 2014; Stephen et al., 2012).

Vložky slouží jako léčebný prostředek i jako preventivní opatření (Kolář et al., 2009). Jejich účinnost byla prokázána při léčbě mnoha různých poranění dolních končetin, patologických stavů a při mírnění symptomů u diagnóz jako je např. revmatoidní artritida (Hennessy, Woodburn & Steultjens, 2012) nebo diabetická neuropatie (Guldmond et al., 2007; Lott et al., 2007). Odlehčení míst se zvýšeným plantárním tlakem u pacientů s neuropatií snižuje riziko vzniku defektů (ulcerací) na noze a umožňuje lepší hojení již vytvořených defektů. V případě, že pacient s poruchou stability netoleruje z důvodu zvýšeného rizika pádu odlehčovací obuv a dlahy, můžeme využít vložku s otvorem v oblasti defektu nebo rizikové kostní prominence (Kolář et al., 2009).

Výzkumy ukázaly, že vložky pomáhají předcházet patelofemorální bolesti (Barton, 2011; Vincenzino et al., 2008), deficitům posturální kontroly (Iglesias, Vallejo & Pena, 2012; Richie, 2010), instabilitě kotníku (Gabriner et al., 2015), bolesti nohou (Barbosa et al., 2013, Hawke et al., 2008) a řadě jiným zraněním/symptomům nohy a dolních končetin (Landorf, Keenan & Herbert, 2006; Wallace et al., 2004). Některé studie uvádí, že pomocí vložek je možné předejít také některým muskuloskeletálním problémům zad a dolních končetin (Larsen, Weidich, & Leboeuf-Yde, 2002) nebo snížit bolestivost v lumbální oblasti a oblasti nohou (Almeida et al., 2009). Naopak Chuter et al. (2014) uvádí, že neexistují dostatečné důkazy, které by podpořily použití vložek při léčbě nebo prevenci bolesti dolní části zad.

Vložky do bot jsou často používány také při zvládnání úrazů z přetížení (Mills et al., 2009). Příčinou tohoto zranění bývá většinou nadměrná pronace nohy (Nole et al., 2013). Nadměrná everze a rotace tibie jsou obvykle spojovány s různými běžeckými zraněními. Zvětšená everze může mít vliv na problémy s Achilovou šlachou, zatímco nadměrná rotace tibie může vést ke zranění kolenního kloubu. Pro snížení a řízení nadměrných pohybů jsou proto často s pozitivními výsledky využívány vložky vyvýšené na mediální straně (Stacoff, Reinschmidt, & Nigg, 2000).

Pozice zánoží a předonoží lze upravit pomocí výstupků (posting). „Post“ je materiál

přidaný na stélku. Někteří odborníci dávají přednost použití vnitřních prvků při korekci předonoží a vnějších prvků při korekci zánoží. Autoři se domnívají, že vnější prvek může poskytnout lepší kontrolu nad kompenzační pronací. Vložce však vnější prvek přidá na objemu, a proto může omezit její využitelnost u některých typů obuvi. Vnitřní prvky jsou užitečné u těsné obuvi (dámské společenské boty), ale poskytují menší kontrolu nad kompenzační pronací. Udává se, že oba prvky slouží pro snížení kompenzačního pohybu a zlepšení aferentního vstupu (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Výstupek ve tvaru klínu je prostředkem k rozložení síly. Velikost klínu a jeho úhel určuje množství aplikované síly. Mediální klín v oblasti zánoží (rearfoot varus) zpravidla zlepšuje rovnováhu a snižuje rezistenci supinace nohy. Laterální klín v oblasti předonoží (forefoot valgus) často snižuje sílu potřebnou k dorzální flexi palce (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

2.2.3 Druhy vložek a jejich výroba

Na trhu se můžeme setkat s obrovským množstvím nejrůznějších vložek. Vložky se dají rozřítit podle mnoha hledisek: materiálu použitého při výrobě, tvrdosti (flexibilní, semirigidní, rigidní), velikosti (dámské, pánské, dětské), účelu (léčebné, kompenzační, sportovní, ortopedické, ...), funkce (podpůrné, korekční, odlehčující, ...) nebo také podle konstrukce vložky (ploché, vyvýšené mediálně/laterálně, ...).

Nejčastěji vložky rozdělujeme podle způsobu výroby na prefabrikované (sériově vyráběné) a vložky zhotovené podle rozměrů nohy klienta, které jsou sice dražší, ale předpokládá se jejich větší účinnost. Efekt vložek vyrobených na míru byl prokázán u řady bolestí nohou (bolesti při pes cavus, bolesti zánoží u revmatoidní artritidy, bolesti u hallux valgus) (Hawke et al., 2008). Díky nižšímu napětí měkkých tkání nohy a nižšímu tlaku pod druhou a třetí hlavičkou metatarzů i v oblasti paty jsou tyto vložky podle některých autorů výhodnější než prefabrikované vložky (Ibrahim et al., 2013; Tang et al., 2014). Nicméně studie Kripke (2009) porovnávající prefabrikované vložky, vložky zhotovené na míru a placebo u bolestí nohou z pes cavus, artritidy, plantární fasciitidy a bolestivého hallux valgus dospěla k závěru, že neexistuje žádný významný rozdíl mezi prefabrikovanými vložkami a vložkami vyrobenými na zakázku a že vložky vyrobené na míru nejsou efektivnější než prefabrikované vložky. Jiné studie ukázaly, že oba typy vložek měly podobnou účinnost při léčbě nekomplikované plantární fasciitidy (Baldassin, Gomes & Beraldo, 2009), u bolestí nohou při juvenilní idiopatické artritidě (Hawke et al., 2008) i při redukci plantárního tlaku (Paton et al., 2012; Redmond, Landorf & Keenan, 2009). Také Lucas-Cuevas et al. (2014)

uvádí, že prefabrikované vložky mohou dosáhnout stejné úrovně komfortu jako vložky vyrobené na míru.

2.2.3.1 Vložky zhotovené podle rozměrů nohy klienta (na míru)

Individuální vložky se vyrábějí na základě měrných podkladů konkrétního pacienta (otisk/sken nohy pacienta) v komerčních laboratořích. Jejich velkou výhodou je respektování nálezu a stavu pacienta (Kolář et al., 2009; Menz et al., 2017). Jsou vytvořené tak, aby měnily charakter chůze a způsob, jakým noha naráží do podložky, takže abnormální síly, které způsobují obtíže jedince, jsou sníženy nebo úplně eliminovány a jeho chůze je zlepšena (Kirby, 2009). Hawke et al. (2008) definují Custom/custom-made vložky jako tvarovaná, z boty odnímatelná zařízení, která jsou modelovaná nebo vyfrézovaná podle otisku nohy pacienta a vyrábí se podle specifikací předepsaných odborníkem. Postup a způsob výroby jednotlivých vložek se značně liší u každého výrobce.

Výroba Balanced-Foot vložek začíná vytvořením negativního odlitku nohy, který je odeslán do laboratoře a naplněn sádrou. Pozitivní odlitek modelu pacientovy nohy je dále modifikován např. vypodložením klenby. V dalším kroku se pevný termoplastický materiál zahřeje na vysokou teplotu, vylisuje se do sádrové repliky nohy s přidanými prvky a vytvoří se tak konstrukce výsledné vložky (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Negativní odlitek nohy pacienta můžeme získat několika způsoby. Nohu např. ovineme do sádrového zábalu, který je vyhlazen přesně podle obrysů nohy v neutrálním postavení. Následně se musí čekat, dokud sádra neztuhne. Jiná metoda (foam impression method) využívá k vytvoření otisku nohou pěnových boxů. Pacient sedí na židli tak, že úhel v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu je 90°, subtalární kloub je v neutrální pozici. Pracovník stlačuje nohu pacienta do pěny, dokud do ní není vnořen nejvyšší bod podélné klenby. Tuto metodu je možné provádět i ve stoji. Pacient se přidržuje jednou rukou madla, hledí před sebe, pracovník zvedne jednu jeho nohu a přenesení ji do pěnového boxu. Pacient rozloží hmotnost rovnoměrně mezi obě končetiny a nohu zvedne rovně nahoru (Guldemon et al., 2006; Ki, Leung & Li, 2008).

Výroba počítačem frézovaných vložek (computer-milled devices) využívá skenerů (digitální baropodografie), které umožňují přesné snímání rozložení tlaků na chodidlech nohou. Shromážděná data slouží k naprogramování frézky. V počítači se vytvoří návrh vložky včetně případných korekcí. Bloky pěny nebo jiného materiálu jsou frézované tak, aby odpovídaly obrysům chodidla nebo vytvářely pozitivní odlitek, podle kterého je materiál vytvarován pro vytvoření konstrukce vložky. Tato technologie nahrazuje používání sádrových

odlitků a pěnových boxů za účelem vytvoření otisku nohy (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Formthotics jsou mnoha autory řazeny do prefabrikovaných vložek, protože k jejich výrobě se využívá sériově vyrobených stélek, které se dále upravují pacientovi na míru (Hawke et al., 2008). Není však zapotřebí žádného broušení ani jiných drahých výrobních zařízení a vložky jsou vyrobeny na počkání přímo v kanceláři terapeuta. Nejdříve se vyberou vhodné termoplastické stélky a umístí se do boty. Speciální typ pěny je v botě zahříván a po obutí tvarován do nového tvaru přesně podle otisku nohou stojícího pacienta. I tyto vložky se dají dále modifikovat vypodložením, přídatnými prvky nebo remodelováním (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Vložky Sidas také upravují na míru sériově vyráběné stélky. Tvarování těchto vložek probíhá na plošině sestávající ze dvou silikonových vaků naplněných vzduchem. Zákazník se postaví na plošinu a vytvoří otisk své nohy, na kterém se provedou případné korekce. Odsaje se vzduch, vaky ztvrdnou a vytvoří formu. Do formy se umístí zahřátá nevytvarovaná stélka, zákazník se na ni postaví a vlastní vahou ji vytvaruje do konečné podoby (Lucas-Cuevas et al., 2017).

2.2.3.2 Prefabrikované vložky

Sériově vyráběné vložky se nyní stávají zcela běžnými. Můžeme je zakoupit téměř v každé lékárně nebo v obchodě s obuví (Menz et al., 2017). Bývají určeny k okamžitému řešení stavů po úrazech, operacích a některých onemocněních (revmatické, degenerativní). Jsou vyrobeny ve standardních velikostech v pestrém konstrukčním provedení. Jejich výhodou je okamžitá dostupnost, ale ne vždy musí pacientovi přesně sedět (Kolář et al., 2009). Poskytují podporu „průměrné“ noze a nerespektují individuální parametry těla jedince (Kirby, 2009).

Většinou se vyrábí z ethylenvinylacetátu a lisují se za relativně vysokého tlaku a teplot (kolem 140 °C) nebo odlévají vstřikováním. Jsou určeny k tomu, aby poskytly obecnou konstrukci neutrální noze, která by mohla být upravena pomocí podpěr nebo klínů v oblasti předonoží nebo zánoží. Studie prokazují, že i tyto finančně nenákladné a jednoduché pomůcky mohou být velmi účinné při snižování symptomů. Patří sem např. jednoduché vložky (insoles), které jsou s úspěchem používány u pacientů s menšími obtížemi (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

2.2.4 Vliv vložek na kinematiku dolních končetin

Většina výzkumů zkoumajících vliv vložek na kinematiku se soustředí na zjištění změn polohy/pohybu klenby nohy, zánoží a tibie. Mezi často hodnocenými proměnnými bývají změny v sagitální rovině klenby nebo výška navikulární kůstky, pozice kalkanea ve frontální rovině a pozice tibie v rovině transversální (MacAuley & Best, 2007). Studie nejčastěji hodnotí změny velikosti everze a rotace tibie (Eng & Pierrynowski, 1993; McPoil & Cornwall, 2000; Stackhouse et al., 2004; Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000; Williams et al., 2003), pouze malý počet studií řeší kinematiku celé dolní končetiny (Hall & Nester, 2004; Nester et al., 2003). Většina výzkumů se shoduje v tom, že vložky způsobují pouze malé změny v kinematice nohy a dolní končetiny (MacAuley & Best, 2007). Jelikož jsou změny mnohdy nepatrné, je obtížné je vůbec zaznamenat (Groner, 2011).

V meta-analýze zaměřené na vložky a chůzi se ukázalo, že vložky zhotovené podle rozměrů nohy klienta způsobují velké snížení zatížení a vertikální reakční síly, zatímco prefabrikované vložky s přidanými prvky snižují everzi zánoží a vnitřní rotaci tibie u nezraněných jedinců. Účinek na snížení everze zánoží a vnitřní rotace tibie je však relativně malý ($\sim 2^\circ$). V současné době zatím není jasné, zda snížení tohoto malého pohybu je klinicky prospěšné nebo ne (Mills et al., 2009).

Studie často uvádějí změnu v nastavení o pouhé 2 nebo 3°, ale vzhledem k tomu, že celková exkurze kotníku se typicky pohybuje kolem 10°, může to představovat významný účinek (Williams et al., 2003). Jelikož lidé mají velmi multifaktoriální a individuální reakce na ortotické pomůcky, ne vždy dokážeme rozpoznat, jaká změna je pro ně již signifikantní. Co pro výzkumníka představuje malý efekt, může mít velký dopad na určitého pacienta. Pro některé může být změna v kinematice dolní končetiny o 1 nebo 2° dostatečná a vede k významné změně symptomů (Groner, 2011).

Přesné určení biomechanických účinků vložek znemožňuje obrovská variabilita individuálních reakcí (Nole et al., 2013). B. M. Nigg (in Kolata, 2011, 5), na základě svých studií uvádí, že je obtížné předpovědět vliv dané vložky na kinematiku dolních končetin jedince. Pokud vezmeme v úvahu např. vložku, která tlačí nohu z pronované polohy, bude většina osob reagovat více či méně zvýšením zatěžování na vnější straně nohy, ale může se stát, že někdo zvýší zatěžování na vnitřní straně nohy a někdo nemusí na působení vložky reagovat vůbec.

Tato variabilita reakcí rovněž znemožňuje předpovídat, u koho bude mít ortotická intervence pravděpodobně pozitivní vliv na redukci symptomů a u koho nikoli (Nole et al.,

2013). Určení nejlepší vložky pro pacienta je obtížné, protože do hry vstupuje mnoho faktorů. Dokonce i když jsou dva pacienti podobní v mnoha parametrech (hmotnost, výška, stavba nohy, ...), mohou při užívání vložek pociťovat velmi odlišné výsledky (Collier, 2011). Další nevýhodou je také fakt, že zatím neexistuje mnoho randomizovaných kontrolovaných studií, které by účinek vložek s jistotou potvrzovaly a navrhovaly postupy pro jejich užívání. Máme k dispozici obrovské množství vložek, ale ve studiích není ověřován efekt každé z nich (Groner, 2011).

2.2.5 Princip fungování vložek

Vložky sice mohou mít významné účinky, ale stále nevíme, jak doopravdy fungují (Kolata, 2011). Posouzení mechanismu působení vložek je i přes pokroky ve výzkumných technologiích komplikované. Většina studií zkoumajících biomechanický efekt vložek využívá nejčastěji jednu ze tří vyšetřovacích metod 1) kinematickou, 2) kinetickou nebo zatížení chodidla a 3) elektromyografické hodnocení (MacAuley & Best, 2007).

Mnoho uživatelů uvádí, že nošením vložek se zmírnila nebo zcela vymizela bolestivost, kterou trpěli (Groner, 2011). To, že vložky snižují bolest kolene a zvyšují funkčnost u pacientů s patelofemorálním syndromem může být následkem snížení vnitřní rotace dolní končetiny, redukce Q-úhlu, snížení tahu měkkých tkání laterálním směrem (m. vastus lateralis, iliotibiální trakt, patelární ligamentum) nebo redukce tlaku na laterální stranu kolenního kloubu (Tiberio & Hinkebein, 2006). Vložky také zlepšují rovnováhu a posturální kontrolu u zranění kotníku nebo svalové únavy, ale můžeme pouze předpokládat, že je to z důvodu zlepšení taktilního vnímání nebo pozice subtalárního kloubu (Richie, 2010).

Léčba pomocí vložek je založena na důkladném pochopení normálního a patologického chování dolní končetiny (Petcu & Anca, 2012). Nutností jsou tedy znalosti z oblasti kineziologie a patokineziologie nohy a dolních končetin během krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009). Vzhledem ke složitosti osteoartikulárního a muskulárního systému nohy se studie biomechaniky chůze zakládají na paradigmatech fungování nohou (foot functioning paradigms). Základním kamenem pro ostatní koncepty se stala funkční typologie nohy a paradigma neutrální pozice subtalárního kloubu (Subtalar joint neutral paradigm), vytvořené Mertonem L. Rootem. Podle něj musí subtalární kloub během stojné fáze krokového cyklu fungovat co nejbližší své neutrální pozici (Petcu & Anca, 2012). Teorie vycházela z předpokladu, že určité strukturální deformity nohy a dolních končetin (vychýlení subtalárního kloubu z neutrální pozice, valgózní nebo varózní postavení tibie apod.) způsobují abnormální pohyby kloubů nohy a dolních končetin, které vedou k neoptimální nebo

abnormální kompenzaci při kontaktu nohy s podložkou a aktivit s přenosem hmotnosti (Kirby, 2002).

Na základě Rootova konceptu se odborníci dlouhou dobu domnívali, že primárním cílem vložek je umožnit subtalárnímu kloubu fungovat kolem jeho neutrální pozice (pozice, ve které je hlava talu vyrovnaná s navikulární kůstkou; poloha, kdy hlavice talu je stejně palpovatelná před mediálním i laterálním kotníkem). Předpokládalo se, že ošetření nohou vložkami snižuje nebo eliminuje abnormální kompenzační pohyby nohy a dolních končetin, čímž se zlepšuje jejich funkce a léčí se jejich patologie nebo zranění (Kirby, 2002; Tiberio & Hinkebein, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009). Tento princip však byl zpochybněn. Zjistilo se totiž, že subtalární kloub je během jednooporové fáze udržován v pronované pozici a přechod z everze do inverze se objevuje až po odvinutí paty od podložky. Subtalární kloub tedy nefunguje kolem neutrální pozice, jak se předpokládalo (Petcu & Anca, 2012; Tiberio & Hinkebein, 2006).

Mnoho let se vědci také domnívali, že vložky korigují strukturální nastavení dolní končetiny a omezují nebo alterují pohyby dolní končetiny, především abnormální pronaci subtalárního kloubu (Mills et al., 2009; Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000). Studie však ukazují, že vložky v podstatě nemění kinematiku subtalárního kloubu a ani studie s intrakortikálními značkami neprokázaly významný efekt na everzi kalkanea (Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000). Z tohoto důvodu byly navrženy další teorie, které vysvětlují účinky vložek pomocí neuromotorických mechanismů (McPoil & Hunt, 1995; Nigg, 2001). Mnozí autoři věří, že efekt vložek je spíše, než mechanickými účinky zprostředkovanými právě neuromotorickými procesy (Nigg, 2001; Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000).

Způsob, díky kterému může ke zlepšení symptomů a úlevě od bolesti při nošení vložek docházet, vysvětluje Teorie zatížení tkání (Tissue stress theory), zavedená v roce 1995 McPoilem a Huntem. Zatížení tkání těla musí být pro člověka únosné. Dokud jsou deformace tkání udržovány v mezích jejich pružnosti, má zatížení na tkáně pozitivní vliv. Zvýšení zatížení nebo změna úrovně aktivity určuje posun tkání z oblasti elastické deformace do oblasti plastické deformace, který vede k mikrotraumatům, strukturálním změnám, bolesti a dalším příznakům spojeným s přetížením. Změna funkce vyvolaná vložkou, i když je velmi malá, může změnit směr nebo velikost síly působící na postiženou tkáň a toto snížení zatížení nebo tkáňového napětí vede k zmírnění nebo odstranění bolesti (Petcu & Anca, 2012; Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Na konci minulého století publikovali autoři Payne a Dananberg model s názvem Sagittal Plane Facilitation. Podle tohoto modelu musí noha odolávat silám, které na ni působí,

hlavně během odrazu. K tomu slouží tzv. sebeopěrné mechanismy (kladkový mechanismus plantární aponeurózy, zámek kalkaneokuboidního kloubu při supinaci kalkanea, komprese kostěných struktur uspořádaných do klenby). Dle autorů je dostatečná dorzální flexe v I. metatarzofalangeálním kloubu (cca 65°) základním předpokladem optimální funkce nohy během odrazu. Pokud je tato dorzální flexe nedostatečná, objevuje se řada kompenzačních mechanismů (hypermobilita v proximálních kloubech, zborcení podélné klenby, odraz z laterálního okraje nebo středu předonoží, vytáčení/vtáčení špiček, napřímení lumbální lordózy, ...). Na základě tohoto konceptu se používají speciální vložky *KineticWedgeTM* nebo vložky s výřezem pod prvním paprskem, které nemají pohyb nohy kontrolovat (jako u funkčního ortézování dle Roota), ale ulehčit pohyb v sagitální rovině (Vařeka & Vařeková, 2009).

Jeden z dalších konceptů navrhl v roce 2001 Benno Nigg. Podle jeho Neuromechanické teorie (Neuromechanical theory / Preferred movement pathway model) by vložky měly tlumit nárazy během počátečního kontaktu a kontrolovat pohyb nohy (nadměrnou pronaci). Nigg uvádí, že reakční síla podložky se skládá ze dvou komponent – síly nárazu (impact force) a aktivní síly (active force). Aktivní síla svědčí o tom, že pohyb je kontrolován svalovou aktivitou. Nárazová síla je determinována preaktivací muskulárního systému. Krátce před kontaktem nohy s podložkou dochází k této předpřípravě svalů, která minimalizuje vibraci měkkých tkání způsobenou nárazem nohy o podložku. Vložky fungují jako filtr pro vstupní signály o nárazové síle, redukují zatížení kloubů, zlepšují komfort a výkon a ovlivňují aktivitu svalů (Petcu & Anca, 2012; Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Někteří autoři uvádějí, že ke změně ve svalové aktivitě při nošení vložek dochází následkem změny ve stimulaci mechanoreceptorů na noze a dolní končetině (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010; Stacoff, Reinschmidt, & Nigg, 2000). Noha má mnoho receptorů pro detekci deformací a sil, které na ni působí. Bylo zjištěno, že receptory nohy detekují vstupní signály s prahovou hodnotou specifickou pro každého jedince a osoby s podobnými senzitivními prahovými hodnotami reagují podobnými pohybovými vzory. Signály o reakční síle podložky jsou filtrovány botou, vložkou a nakonec ploskou, odkud jsou následně přenášeny informace do centrální nervové soustavy (CNS). CNS vyvolává dynamické reakce na dolních končetinách na základě podmínek specifických pro daného jedince (Nole et al., 2013).

Podle Stacoffa, Reinschmidta, a Nigga (2000) vložky umístěné pod předonožím a středonožím zvyšují aferentní informaci z kožních receptorů, která z důvodu svalové kontrakce antagonistických svalů může vést ke snížení everze. Nepřímé důkazy

z kadaverózních studií ukázaly, že když se zatáhne za m. tibialis posterior, sníží se everze a změní se pohyby středonoží. Jiní autoři tvrdí, že vložky působí silou na chodidlo nohy takovým způsobem, že svaly mohou snadněji supinovat nohu s menším napětím vyvolaným na měkké tkáni (Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

2.2.6 Senzomotorické stélky

V posledních letech se na trhu objevily nové ortopedické vložky, které jsou známé jako senzomotorické (proprioceptivní) stélky (sensomotor insoles, proprioceptive foot orthoses, neuromuscular afferent stimulating insoles). Původně byly vyvinuty pro zlepšení abnormálních vzorů chůze u dětí se spastickou chůzí a zavedl je německý obuvník Jahrling (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016; Mabuchi et al., 2012). Speciální klínovité prvky (peloty) umístěné na stélkách vytváří tlak na šlachy určitých svalů, čímž ovlivňují jejich činnost (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016). Proprioceptivní informace z oblasti nohy mění tenzi krátkých svalů nohy, což v kontextu svalového řetězce umožňuje reakce proximálním směrem (Heine, 2012). Zvýšený tonus ve svalech může být snížen a zapojení jinak nepoužívaných/málo používaných částí nohy do kinetických vzorů může být zvýšeno (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).

Pomocí tohoto druhu aktivní stélky lze podle dostupných údajů ošetřit vnitřně i zevně rotační vzor chůze (monolaterální i bilaterální), různé malpozice nohy (např. pes planus – plochá noha, pes valgus – vbočená noha, pes cavus – vysoká noha, funkční pes equinus – chůze po špičkách), hypertenzi/hypotenzi svalů, paretické poruchy se zbytky funkce, funkční bolestivé syndromy dolní končetiny (functional pain syndrome) atd. (Heine, 2012; NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011). Nejlépe se propriocepcí ovlivňují svalová omezení. Deficity pohybu v kloubu a enormní zkrácení svalu však funkčnost senzomotorických stélek snižují a využívání stélek u poruch vnímání (např. u polyneuropatií), ztrácí smysl (Fischer, 2008; Heine, 2012).

Podle Knust (2012) mohou být senzomotorické vložky vhodné i pro léčbu symptomů velmi vzdálených od nohy. Klouby nohy, kolenního a kyčelního kloubu, obratlů nebo čelisti jsou totiž funkčně propojeny a bolesti v těchto kloubech mohou často pramenit z problémů v oblasti nohy. Ciuffolo et al. (2006) prokázali přímý účinek plantární stimulace na žvýkácí svaly stejně jako na svaly ramenního kloubu a krku, a proto můžeme předpokládat, že i senzomotorické vložky mohou mít vliv na takto vzdálená místa.

Senzomotorické vložky musí být upraveny tak, aby počítaly s denním zatížením a citlivostí pacienta. Podle Woltring (2012b) jsou s touto vložkou simulovány původní

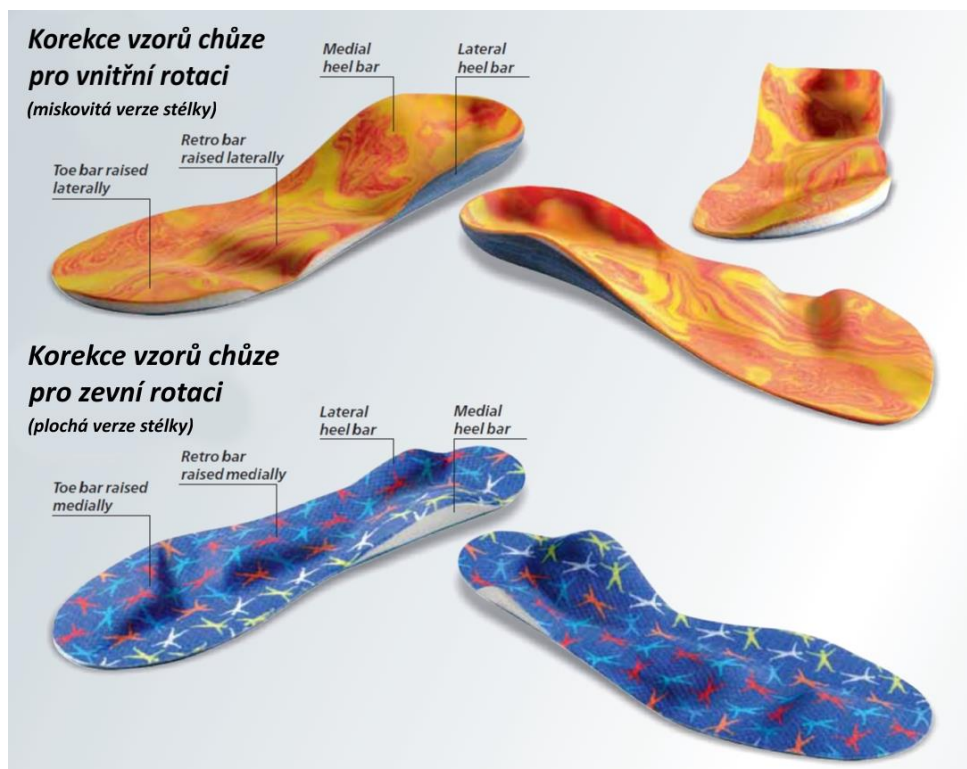
přirozené podmínky pro chůzi a noha je opět chápána jako úchopový orgán. Díky receptorům kůže (exteroreceptory, mechanoreceptory, nociceptory, termoreceptory) stejně jako receptorům pro hluboké čítí (proprioreceptory, Golgiho šlachová tělíska, svalová vřetenka) noha není pouze část těla, díky které můžeme chodit, ale je zásadním orgánem našeho podvědomého vnímání a koordinace.

Postup výroby senzomotorických stélek začíná analýzou chůze, při níž se zjišťují důležité parametry chůze jako je např. rotace nohy, pozice dolní končetiny, délka kroku atd. Dále se provádí palpáce (zjištění flexibility podélné a příčné klenby) a sken nebo otisk nohy. Následuje určení poruchy (vysoká noha, plochá noha, valgozita/varozita paty, ...), zjištění správné velikosti obuvi a vytvoření zkušební stélky s přidanými prvky (pelotami) (Obrázek 7).



Obrázek 7. Zkušební stélka a peloty (Fischer, 2008, 43)

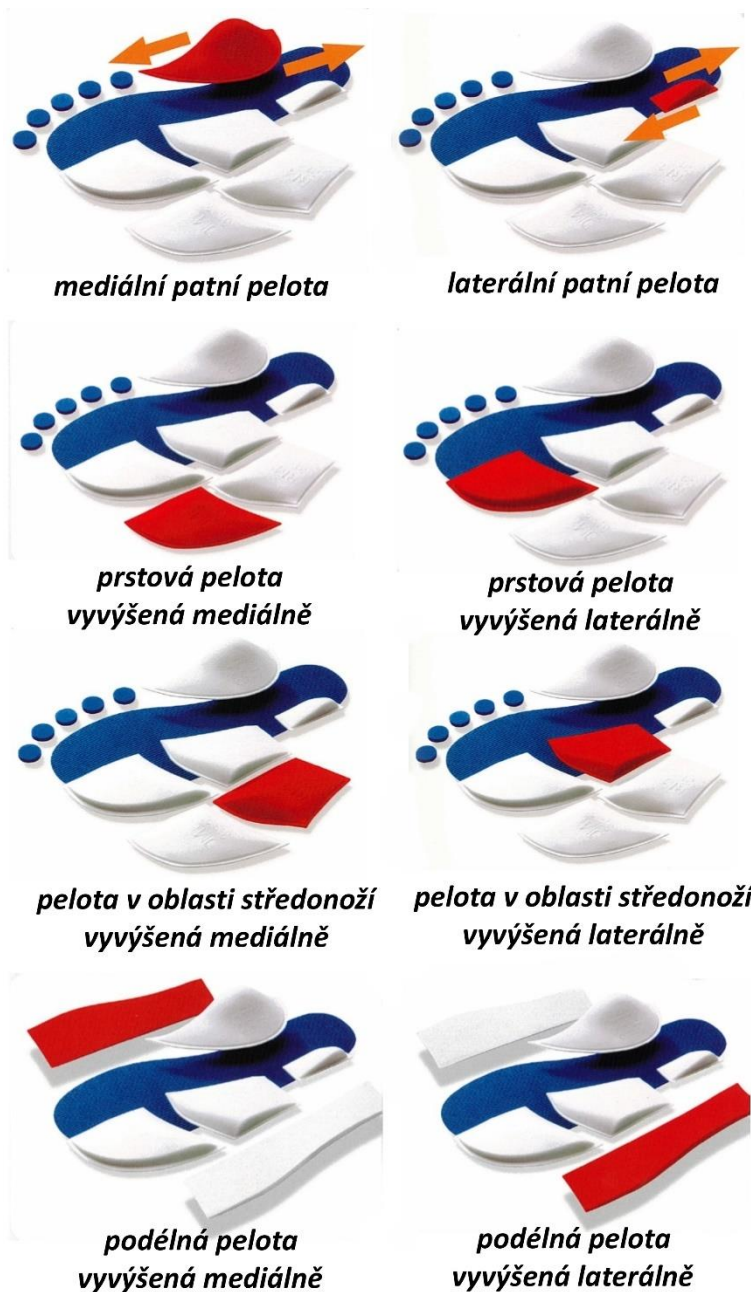
Zkušební prvky se na stélku s tenkou vrstvou fleecu přidělávají suchým zipem a jsou vyrobené ve velikostech od 23/24 do 47/48 ve variantě pro pravou i levou nohu. Před prvním použitím jsou ortotickým pracovníkem rozmístěny individuálně podle jedince. Na výběr je z bílých pelot se sklonem přibližně 30° nebo oranžových se sklonem cca 45°. Výhodou prvků na suchý zip je možnost jejich opakovaného nastavení, dokud není dosaženo požadovaných vzorů chůze. K dispozici jsou ploché stélky nebo stélky ve tvaru misky (s vyvýšenými okraji), které jsou využívány v případě výraznějších malpozicí. Ve většině případů je účinek stélek zaznamenán po několika krocích. Konečná verze stélky se zkopíruje podle zkušební stélky. Peloty jsou ke stélce přilepeny a pokud je zapotřebí vyztužení v určitých bodech, jsou na stélku přidány ještě zdvihací prvky. Přečody a výška jednotlivých prvků jsou individuálně upraveny na frézce. Pro zlepšení pohodlí při nošení mohou být vložky po dosažení finálního tvaru opatřeny krycím materiálem (Obrázek 8) (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).



Obrázek 8. Příklady senzomotorických stélek (upraveno podle NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011, 6).

Vysvětlivky: Toe bar raised laterally – prstová pelota vyvýšená laterálně, Retro bar raised laterally – pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně, Medial heel bar – mediální patní pelota, Lateral heel bar – laterální patní pelota, Toe bar raised medially – prstová pelota vyvýšená mediálně, Retro bar raised medially – pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně

Vzhledem k individuálním tvarům pelot můžeme propioceptivním vložkám přiřadit v závislosti na konkrétním klinickém obraze řadu různých funkcí. Rozlišujeme 8 druhů pelot (Obrázek 9): laterální a mediální patní pelotu (lateral/medial heel bar), prstovou pelotu vyvýšenou mediálně nebo laterálně (toe bar – raised on the inside/outside), pelotu v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně nebo laterálně (retro bar – raised on the inside/outside) a podélnou pelotu vyvýšenou mediálně nebo laterálně (last bar – raised on the inside/outside) (Fischer, 2008).



Obrázek 9. Druhy pelot (upraveno podle Fischer, 2008, 18-31)

Mediální patní pelota začíná od sustentaculum tali a její pozice je stejně jako u laterální patní peloty ovlivněna výškou podélné klenby a typem nohy. Např. u pes cavus valgus (noha s vysokou klenbou a vbočením) musí být obě patní peloty vyšší a umístěné mírně dozadu, v případě ploché nohy jsou peloty plošší a umístěné lehce dopředu. Peloty mají velký vliv na pozici patní kosti, podporují funkci m. tibialis posterior a m. peroneus longus a působí na rotaci nohy. Měly by být aplikovány s opatrností zvláště u dětí, protože mají tendenci zvyšovat bederní lordózu, která je v mnoha případech už sama o sobě zvětšená (Fischer, 2008).

Pelota v oblasti středonoží vyvýšená na mediální straně rotuje nohu a dolní končetinu vnitřně a upravuje abdukci a everzi nohy. Je nejvíc potřebná u pacientů s plochou nohou. Pelota vyvýšená na laterální straně se používá např. u pes adductus (deformita nohy, kdy předonoží směřuje dovnitř), rotuje nohu a dolní končetinu zevně a upravuje inverzi (Fischer, 2008).

Hlavním úkolem prstových pelot je uvolnění zvýšeného napětí flexorů a svalů zadní strany dolní končetiny, které způsobuje pohyb paty dolů. Toho se využívá např. při pes equinus. V případě zevně rotované chůze po špičkách (outwards-rotated tiptoe walk) se aplikuje vyšší pelota vyvýšená na mediální straně, u vnitřně rotované chůze po špičkách (inwards-rotated tiptoe walk) použijeme vyšší pelotu vyvýšenou na laterální straně (Fischer, 2008).

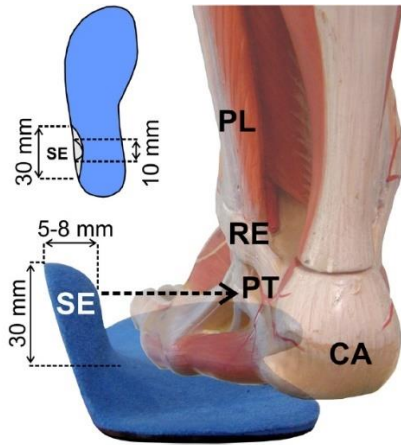
Podélné peloty hrají důležitou roli v řízení rotace dolních končetin. Pokud nemohou být např. vytvořeny vyšší peloty v oblasti středonoží, je možné zvýšit nebo podpořit jejich efekt pomocí pelot podélných. Podélná pelota vyvýšená na mediální straně se aplikuje jako lehká podpora v případě zevně rotovaného vzoru chůze a plochých nohou. Podélná pelota vyvýšená na laterální straně je používána u vnitřně rotovaného vzoru chůze a pes adductus. Vyvýšení této peloty se využívá také u pes excavatus a pes equinovarus congenitus (Fischer, 2008).

Hafkemeyer et al. (2002) porovnávali chůzi na boso, chůzi v botách bez vložky a se senzomotorickou vložkou u pacientů s diplegickou mozkovou obrnou. Ověřovali, zda propioceptivní vložky mají efekt na snížení tonicity a tím i na přiblížení pat k podložce a zvětšení opěrné plochy chodidla při chůzi. Předpokládali, že tyto vložky budou mít vliv na prostorové i časové parametry chůze. Z výsledků vyplynulo, že chůze v botách s vložkami i bez nich prodloužila jednooporovou fázi a fázi dvojí opory a zlepšila kontakt paty.

Janin et al. (2016) zjistili, že senzomotorické vložky mají vliv i na specifické poruchy učení. Podle některých autorů všechny děti s touto poruchou mají dys-proprioceptivní syndrom (Syndrome of Dys-Proprioception), který ovlivňuje rovnováhu, vnímání, posturální funkce a distribuci svalového tonu. Proprioceptivní vložky jsou zapojeny do systému posturální regulace a ovlivňují motorickou kontrolu (schopnost rovnováhy). Studie ukázala, že použití senzomotorických vložek může zlepšit psaní dětí se specifickými poruchami učení.

Novější koncepty senzomotorických stélek používají cílený tlak na šlachách ke spuštění reflexů, které vedou ke svalové kontrakci. Aktivním ovlivňováním aktivace svalů je možné změnit pohybový vzor a zajistit tak např. lepší stabilizaci hlezenního kloubu. Bylo prokázáno, že vložky s laterálním tlakovým prvkem (orthopedic insoles with a lateral pressure

point) (Obrázek 10) mění aferentní informaci a zvyšují aktivaci peroneus longus během fáze postupného zatěžování a středního stoje, během kterých laterální prvek působí tlak na peroneální šlachy (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016; Ludwig, Quadflieg & Koch, 2013).



Obrázek 10. Vložka s laterálním tlakovým prvkem (Ludwig, Kelm & Fröhlich, 2016, 4)

Vysvětlivky: SE – senzomotorický prvek, PT – peroneální šlachy, PL – m. peroneus longus, CA – kalkaneus, RE – retinakulum, přerušovaná šipka ukazuje směr působení tlaku

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 HLAVNÍ CÍL

Cílem práce je určit účinky jednotlivých pelot (stimulačních částí) senzomotorických vložek na průběh pohybu hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi asymptomatických dospělých osob.

3.2 DÍLČÍ CÍLE

1. Zhodnotit rozdíly v úhlových parametrech kloubů dolních končetin v sagitální rovině při chůzi s patními pelotami senzomotorických vložek v porovnání s chůzí bez pelot.
2. Zhodnotit rozdíly v úhlových parametrech kloubů dolních končetin v sagitální rovině při chůzi s pelotami senzomotorických vložek v oblasti středonoží v porovnání s chůzí bez pelot.

3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

1. Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s mediální patní pelotou (medial heel bar, CM) v porovnání s chůzí bez pelot?
2. Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s laterální patní pelotou (lateral heel bar, CL) v porovnání s chůzí bez pelot?
3. Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (retro bar raised on the inside, RM) v porovnání s chůzí bez pelot?
4. Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (retro bar raised on the outside, RL) v porovnání s chůzí bez pelot?

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Do výzkumného souboru bylo zařazeno celkem 11 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, 5 žen a 6 mužů (průměrný věk $22,45 \pm 8,55$ let, výška $174,4 \pm 17$ cm, hmotnost $66,9 \pm 10$ kg). Výzkumu se mohli zúčastnit pouze jedinci starší 18 let, bez operací, závažných poranění a přítomnosti akutní nebo chronické bolesti v oblasti dolních končetin, pánve nebo bederní páteře a bez vážných patologií muskuloskeletálního nebo nervového systému. Další kritérium pro zařazení bylo skóre 2 a více bodů ze tří funkčních testů dle hodnocení Functional movement screen (Deep squat, Hurdle step, Inline lunge) (Cook, 2010), nepřítomnost nestability talokrurálních ligament a deformit prstů, úhel palce maximálně $\pm 6^\circ$ a normální výška klenby hodnocená podle indexu Chippaux-Šmirák (Tománková, Přidalová, & Gába, 2015).

Všichni probandi byli informováni o účelu a průběhu měření a poskytli informovaný souhlas se zařazením do studie a použitím získaných dat pro vědecké účely. Výzkum byl dne 10. 11. 2016 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 1) pod jednacím číslem 63/2016.

4.2 ORGANIZACE SBĚRU DAT

4.2.1 Vstupní vyšetření

Vstupnímu vyšetření se podrobilo celkem 53 jedinců. Pomocí dotazníku (Příloha 2) byla odebrána anamnéza, ve které se kladl důraz především na úrazy, vrozené a získané vady muskuloskeletálního a nervového systému, akutní a chronické bolesti, používání ortotických pomůcek (vločky, ortézy, ...) a prodělané nebo plánované operace v oblasti pánve a dolních končetin.

Informace z vyšetření se zaznamenávaly do vyšetřovacího protokolu (Příloha 3). Součástí vyšetření bylo antropometrické měření, při kterém se zjišťovala délka dolní končetiny (vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis, měřeno krejčovským metrem), šířka kolenního kloubu (vzdálenost mezi epicondylus medialis a epicondylus lateralis femoris, měřeno posuvným měřidlem), šířka hlezenního kloubu (vzdálenost mezi malleolus medialis a malleolus lateralis, měřeno posuvným měřidlem) a vzdálenost předních horních spin (spina iliaca anterior superior, měřeno posuvným měřidlem). Všechna vyšetření i měření byla provedena pro pravou i levou dolní končetinu.

Vyšetření dále zahrnovalo hodnocení stability talokrurálních ligament v plantární flexi, neutrálním postavení a dorzální flexi (Talar tilt test), do obrázku ve vyšetřovacím protokolu se zaznamenávaly otlaky na chodidle a opotřebenění obuvi. Zjišťoval se také typ nohy (kompenzované nebo nekompenzované varózní zánoží, kompenzované nebo nekompenzované varózní předonoží, flexibilní nebo rigidní valgózní předonoží) (Vařeka & Vařeková, 2009). Všichni jedinci se podrobili funkčním testům Deep squat, Hurdle step a Inline lunge, které byly hodnoceny dle Functional movement screen (Cook, 2010). Každému jedinci byl při vstávání ze židle vytvořen plantogram a byla mu vybrána vhodná velikost testované obuvi – sportovní obuv Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT International Corporation, Bern, Switzerland) s tvrdostí podrážky 65 shore A, bez ortotických prvků. Nakonec jim byla změřena tělesná hmotnost, tělesná výška bez obuvi i s obuví a pomocí stoje na dvou vahách byla určena symetrie zatížení dolních končetin.

Z tělesné hmotnosti a výšky bez obuvi byl vypočten body mass index (BMI) a z plantogramu byl určen Index Chippaux-Šmirák, úhel palce, délka otisku nohy, šířka předonoží a typ nohy z hlediska výšky klenby (normální/plochá/vysoká noha) (Tománková, Přidalová & Gába, 2015). Vyšetření prováděl vždy stejný pracovník, trvalo přibližně 30 minut a probíhalo v prostorách Katedry přírodních věd v kinantropologii Univerzity Palackého v Olomouci během března, dubna a listopadu 2017. Kritériím zařazení do výzkumného souboru odpovídalo 17 jedinců (9 mužů, 8 žen).

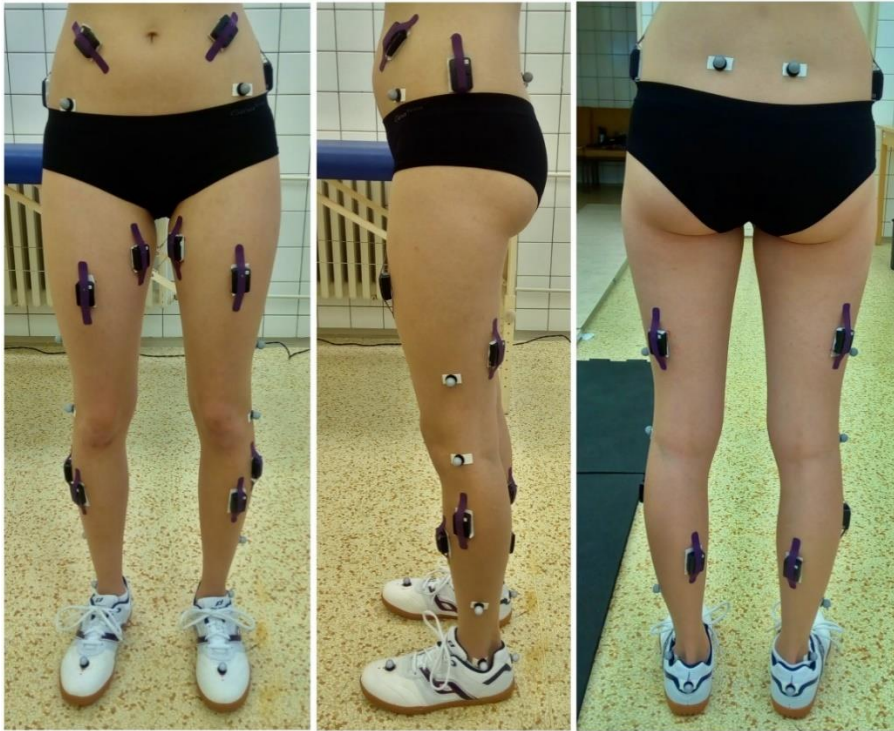
4.2.2 Příprava na měření

Měření se uskutečnilo v laboratoři chůze nacházející se v prostorách Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc na začátku června 2017, další jedinci byli měřeni v listopadu 2017. Měření probíhala jednorázově, trvala přibližně jednu hodinu a účastnili se jich vždy stejní pracovníci.

Data potřebná pro provedení kinematické analýzy (vzdálenost předních horních spin, délka dolních končetin, šířka kolenních a hlezenních kloubů, hmotnost, výška) se zjišťovala již v rámci vstupního vyšetření. Před samotným měřením bylo nutné připevnit na tělo probanda a jemu odpovídající testovanou obuv celkem 16 markerů. Značky byly pomocí oboustranné lepicí pásky umístěny vždy stejným fyzioterapeutem podle modelu „Plug-in Gait“ pro pánev a dolní končetiny na spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior, laterální stranu 1/3 stehna, laterální kondyl femuru, laterální stranu 1/3 lýtky, maleollus lateralis, na obuv – oblast Achillovy šlachy a oblast druhého metatarsu. Na obě dolní končetiny byly použity pasivní značky ve tvaru koule o průměru 14 mm s reflexním

povrchem. Kromě reflexních bodů pro kinematickou analýzu, byly na tělo probanda připevněny ještě EMG snímače, které sloužily pro účely jiného výzkumu. Umístění markerů a snímačů EMG na těle probanda je znázorněno na obrázku 11.

Před měřením byla ještě provedena kalibrace prostoru pomocí kalibrační hůlky, s kterou se pohybovalo v prostoru mezi kamerami, a kalibračního rámečku položeného do jednoho rohu silové plošiny. Pro kalibraci subjektu byl proband nasnímán po dobu 30 s v klidném stoji.



Obrázek 11. Umístění markerů a snímačů EMG

4.2.3 Postup měření

Pro získání kinematických parametrů chůze byl využit optoelektrický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). Tento systém zaznamenával chůzi pomocí šesti infračervených kamer (pět kamer typu Mx13, jedna MX F40, frekvence snímání 200 Hz). Celková délka chodníku byla přibližně 10 m, což zajistilo měření plynulého krokového cyklu bez počátečního zrychlení a závěrečného zpomalení chůze. Pro detekci krokového cyklu byly součástí chodníku i 2 silové plošiny firmy Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko) o frekvenci snímání 200 Hz. Probandi byli měřeni ve spodním prádle a ponožkách při chůzi vlastní rychlostí v zapůjčené obuvi se stélkou. Pro testování byly využity zkušební prvky Velcro od společnosti NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) s tvrdostí 30 shore A. U každého jedince byla

nejdříve naměřena chůze se stélkou bez pelot a následně chůze s jednotlivými pelotami (pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně (RL) nebo mediálně (RM), mediální (CM) nebo laterální (CL) patní pelota) dle pořadí určeného losovací metodou. Pelotu připevňoval na stélku s tenkou vrstvou fleecu za pomoci suchého zipu vždy stejný fyzioterapeut. Správnost její polohy byla pokaždé kontrolována. Měřením byl zjišťován okamžitý účinek senzomotorické vložky s určitou pelotou, na kterou se jedinec adaptoval pěti minutovým procházením se po laboratorní místnosti. Měřilo se 10-15 pokusů pro prázdnou (placebo) stélku i každou pelotu.

4.3 ANALÝZA DAT

4.3.1 Zpracování dat a získání měřených parametrů kinematické 3D analýzy

Záznam chůze a souřadnice bodů byly získány s využitím programu Vicon Nexus 1.8.5 (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). V tomto programu se následně záznamy jednotlivých pokusů zkrátily na jeden krokový cyklus, vyplnily se drobné gapy (mezery) v záznamu (pokud se vyskytovaly) a vytvořil se trojrozměrný model. Kompletní data pro potřeby výzkumu byla dostupná pouze u 11 ze 17 naměřených probandů. Data vyřazených jedinců obsahovala v záznamu mnoho velkých gapů, které by výsledky výzkumu mohly zkreslit. Pro další zpracování bylo u zařazených jedinců vybráno 6 nejlepších pokusů pro každou z pěti podmínek (placebo stélka, 4 různé peloty). Data těchto pokusů byla přenesena do programu Vicon Polygon (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie), kde se všem jedenácti probandům vytvořily reporty pro každou podmínku a grafy průběhu pohybu kloubů dolních končetin a pánve ve všech anatomických rovinách. Z programu Vicon Polygon byla data exportována do Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) a rozdělena podle jednotlivých oblastí pletence dolní končetiny a příslušné anatomické roviny pro statistické zpracování.

Pro potřeby diplomové práce byla sledována pouze data pro hlezenní, kolenní a kyčelní kloub v sagitální rovině. Chůze s jednotlivými pelotami byla porovnáвана s chůzí bez pelot (prázdna placebo stélka).

4.3.2 Statistické zpracování dat

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí software Statistica 13.3 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, Kalifornie, USA). Z naměřených dat byly vypočteny základní popisné charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka). K porovnání sledovaných úhlových

parametrů hlezenního (maximum dorzální flexe na začátku stojné fáze; maximum plantární flexe na začátku stojné fáze; maximum dorzální flexe během stojné fáze), kolenního (maximum flexe na začátku stojné fáze, první vrchol extenze, druhý vrchol flexe, druhý vrchol extenze během stojné fáze) a kyčelního kloubu (maximum flexe na začátku stojné fáze; maximum extenze během stojné fáze) při chůzi bez pelot a při chůzi s jednotlivými pelotami byl využit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 SLEDOVANÉ ÚHLOVÉ PARAMETRY CHŮZE

Základní statistické charakteristiky sledovaných úhlových parametrů v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu při chůzi s jednotlivými pelotami a bez pelot jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1. Průměry a směrodatné odchylky sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot a s jednotlivými pelotami

Parametry	Bez pelot		Laterální patní pelota (CL)		Mediální patní pelota (CM)		Pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně (RL)		Pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně (RM)	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Amax1	1,5	3,01	1,6	3,06	1,1	3,18	1,6	2,88	2,0	3,57
Amin	-6,4	2,61	-6,4	2,54	-7,6	2,23	-6,0	2,20	-5,7	2,97
Amax2	14,5	3,65	14,7	3,39	14,9	3,67	14,1	3,58	14,2	3,37
Kmax1	16,0	3,72	16,0	4,17	15,9	4,08	16,9	4,07	16,4	4,00
Kmin1	0,7	3,68	0,9	3,76	0,4	4,01	1,1	4,09	1,0	4,02
Kmax2	62,2	5,44	62,6	5,08	62,0	5,31	62,0	5,11	62,7	5,38
Kmin2	0,3	4,32	0,3	4,30	0,8	4,82	1,0	4,64	0,1	4,34
Hmax	32,3	5,72	32,4	6,06	31,6	6,94	31,9	6,77	32,4	5,88
Hmin	-11,3	4,25	-11,8	4,25	-12,2	4,42	-11,6	4,40	-11,5	4,28

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka, Amax1 – maximum DF v hlezenním kloubu na začátku stejné fáze (0-10 % krokového cyklu (KC)); Amin – maximum PF v hlezenním kloubu na začátku stejné fáze (0-10 % KC); Amax2 – maximum DF v hlezenním kloubu během stejné fáze (0-60 % KC); Kmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu na začátku stejné fáze (0-20 % KC, první vrchol flexe); Kmin1 – první vrchol extenze v kolenním kloubu (minimum flexe na začátku stejné fáze (0-20 % KC)); Kmax2 – druhý vrchol flexe v kolenním kloubu (maximum flexe během 0-80 % KC), Kmin2 – druhý vrchol extenze v kolenním kloubu během stejné fáze (minimum flexe během 20-60 % KC,); Hmax – maximum flexe v kyčelním kloubu na začátku stejné fáze (0-20 % KC); Hmin – maximum extenze v kyčelním kloubu během stejné fáze (0-60 % KC)

5.2 POROVNÁNÍ SLEDOVANÝCH ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ CHŮZE

Sledované úhlové parametry dolních končetin při chůzi s jednotlivými pelotami jsme porovnávali s chůzí bez pelot.

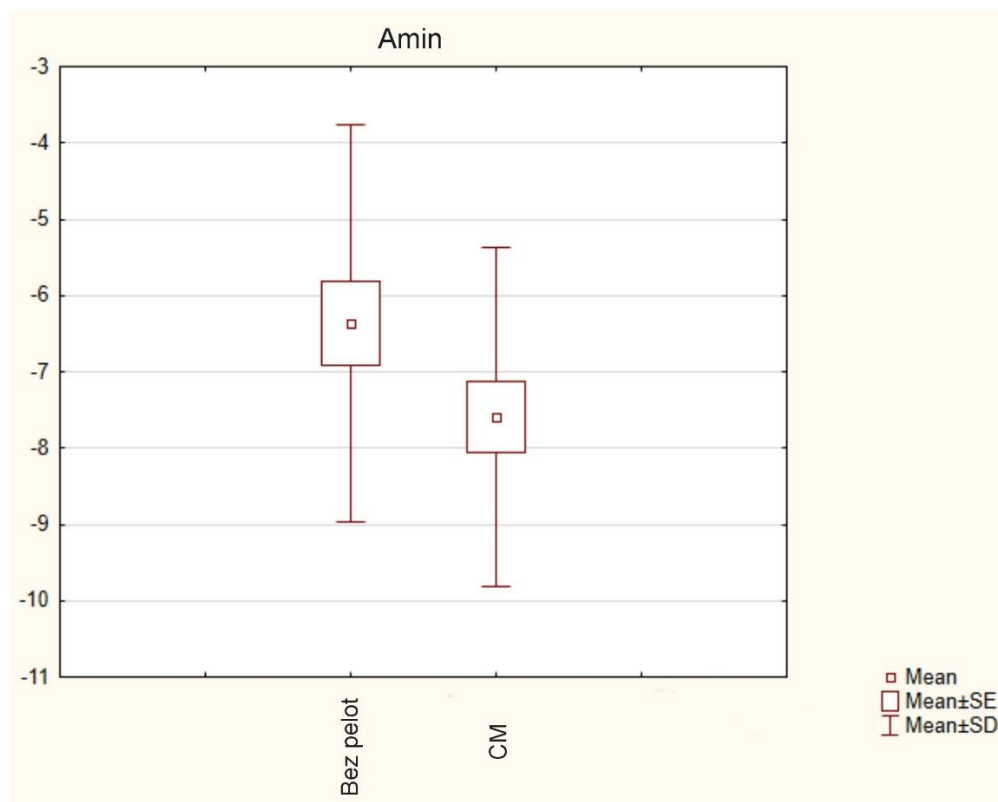
5.2.1 Úhlové parametry při chůzi s mediální patní pelotou (CM) ve srovnání s chůzí bez pelot

Výzkumná otázka 1: Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s mediální patní pelotou (medial heel bar, CM) v porovnání s chůzí bez pelot?

Chůze s mediální patní pelotou statisticky významně ($p = 0,001$) zvýšila maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze v porovnání s chůzí bez pelot (Obrázek 12).

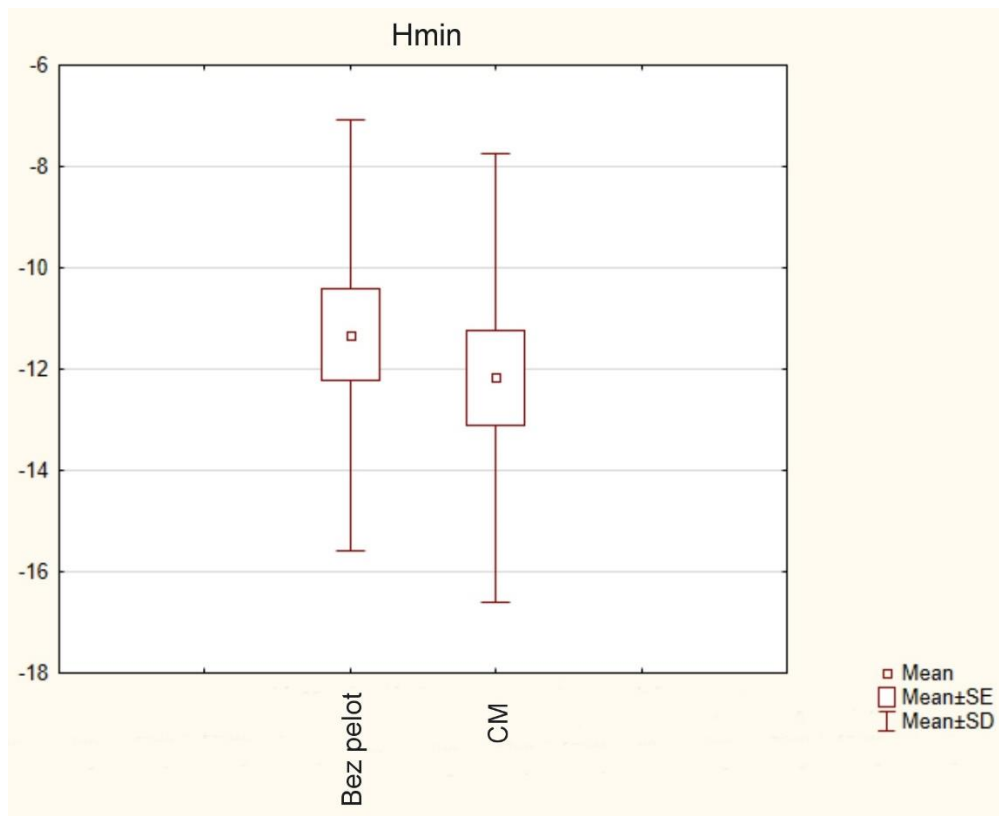
Při chůzi s touto pelotou jsme v porovnání s chůzí bez pelot našli také statisticky významný rozdíl ($p = 0,024$) u maxima extenze v kyčelním kloubu během stojné fáze. Extenze byla zvýšena (Obrázek 13).

U ostatních sledovaných parametrů při porovnání chůze s mediální patní pelotou a chůze bez pelot nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.



Obrázek 12. Maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze při chůzi bez pelot a s mediální patní pelotou (CM)

Vysvětlivky k obrázkům 12-16: Mean – průměr; Mean±SE – průměr ± standardní chyba; Mean±SD – průměr ± směrodatná odchylka



Obrázek 13. Maximum extenze v kyčelním kloubu během stojné fáze při chůzi bez pelot a s mediální patní pelotou (CM)

Vysvětlivky: viz obrázek 12

5.2.2 Úhlové parametry při chůzi s laterální patní pelotou (CL) ve srovnání s chůzí bez pelot

Výzkumná otázka 2: Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s laterální patní pelotou (lateral heel bar, CL) v porovnání s chůzí bez pelot?

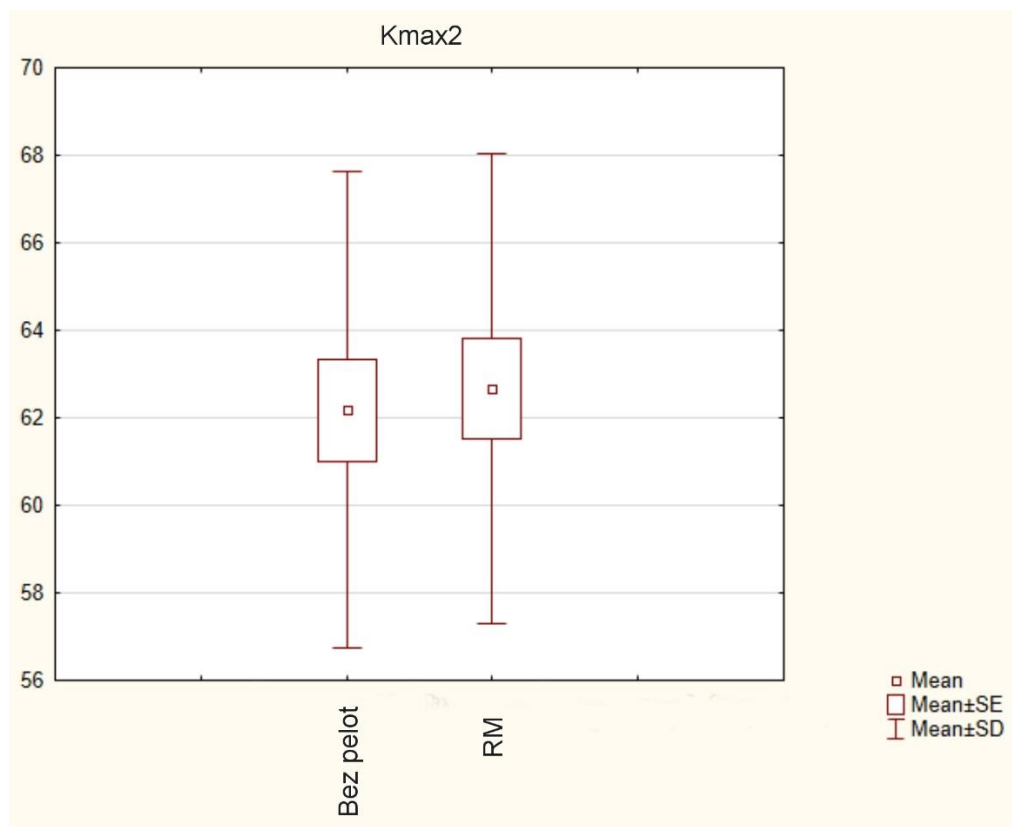
Při porovnání jednotlivých sledovaných úhlových parametrů dolních končetin při chůzi s laterální patní pelotou a chůzi bez pelot nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.

5.2.3 Úhlové parametry při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (RM) ve srovnání s chůzí bez pelot

Výzkumná otázka 3: Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (retro bar raised on the inside, RM) v porovnání s chůzí bez pelot?

Při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně ve srovnání s chůzí bez pelot jsme našli statisticky významný rozdíl ($p = 0,004$) u druhého vrcholu flexe v kolenním kloubu. Flexe byla zvýšena (Obrázek 14).

U ostatních sledovaných úhlových parametrů dolních končetin při porovnání chůze s touto pelotou a chůze bez pelot nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.



Obrázek 14. Druhý vrchol flexe v kolenním kloubu při chůzi bez pelot a s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (RM)

Vysvětlivky: viz obrázek 12

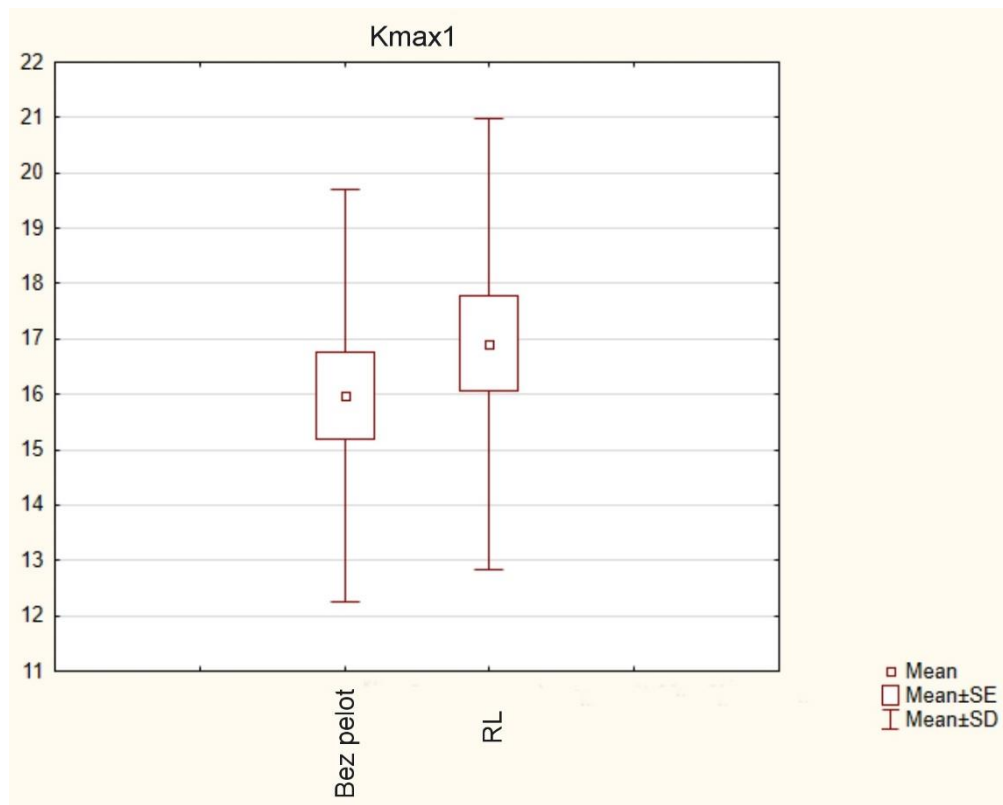
5.2.4 Úhlové parametry při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL) ve srovnání s chůzí bez pelot

Výzkumná otázka 4: Liší se základní kinematické parametry pohybu v sagitální rovině kloubů dolních končetin při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (retro bar raised on the outside, RL) v porovnání s chůzí bez pelot?

Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně statisticky významně ($p = 0,002$) zvýšila maximum flexe v kolenním kloubu na začátku stejné fáze v porovnání s chůzí bez pelot (Obrázek 15).

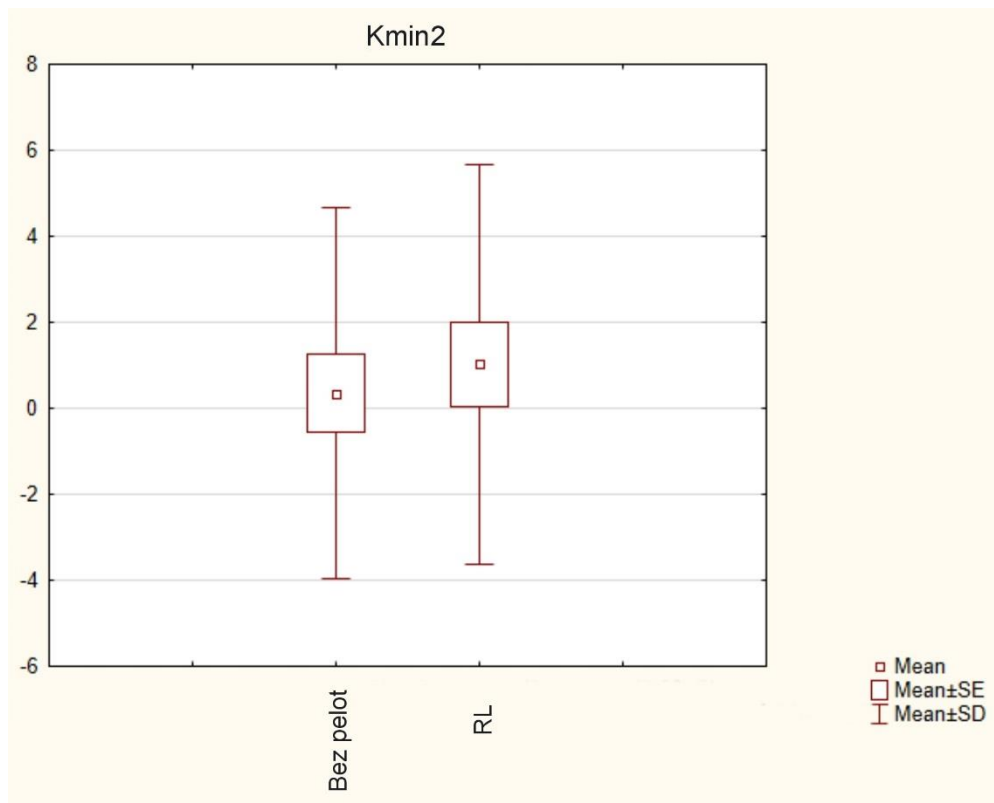
Při chůzi s touto pelotou v porovnání s chůzí bez pelot jsme našli statisticky významný rozdíl ($p = 0,022$) u druhého vrcholu extenze v kolenním kloubu během stojné fáze. Extenze se snížila (zvýšila se flexe) (Obrázek 16).

U ostatních sledovaných parametrů při porovnání chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně a chůze bez pelot nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.



Obrázek 15. Maximum flexe v kolenním kloubu na začátku stojné fáze při chůzi bez pelot a s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL)

Vysvětlivky: viz obrázek 12



Obrázek 16. Druhý vrchol extenze v kolenním kloubu během stojné fáze při chůzi bez pelot a s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL)

Vysvětlivky: viz obrázek 12

6 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo pomocí kinematické analýzy (systému Vicon) určit účinky jednotlivých pelot (stimulačních částí) senzomotorických vložek na průběh pohybu hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi asymptomatických dospělých osob. Z tohoto důvodu jsme hodnotili rozdíly ve vybraných úhlových parametrech kloubů dolních končetin při chůzi s jednotlivými pelotami senzomotorických vložek v porovnání s chůzí bez pelot.

Většina dostupných studií zabývajících se vlivem nošení vložek na kinematiku chůze zjistila změny velikosti everze nohy a rotace tibie (Eng & Pierrynowski, 1993; McPoil & Cornwall, 2000; Stackhouse et al., 2004; Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000; Williams et al., 2003). V diplomové práci jsme se naproti tomu zaměřili na kinematiku celé dolní končetiny. Jelikož by ale byla práce příliš obsáhlá, soustředili jsme se pouze na kinematiku v sagitální rovině. Také Hall a Nester (2004) hodnotili u 20 probandů kinematiku hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi s vložkou a bez ní. Zjistili, že vložky ovlivnily kinematiku dolní končetiny ve všech třech úrovních kinematického řetězce. V našem výzkumu se nám podařilo prokázat signifikantní změny u některých úhlových parametrů hlezenního, kolenního i kyčelního kloubu, ale pouze při chůzi s mediální patní pelotou nebo pelotami v oblasti středonoží.

Protože senzomotorické vložky jsou na trhu poměrně krátce, není zatím mnoho studií, které by se jejich vlivem na kinematiku chůze zabývalo. Na jedné klinice v Německu zařadili do programu léčby senzomotorickými vložkami (sensorimotor foot beddings) dohromady 628 dětí. Po jednom roce léčby vykazovalo výrazné zlepšení celkem 560 dětí. U zbylého vzorku dětí nebylo nalezeno žádné nebo jen mírné zlepšení pohybových vzorů. Tyto děti však většinou nepřiměřeně reagovaly i na předchozí způsoby léčby. Vnitřně nebo zevně rotační vzor chůze se zlepšil nebo úplně upravil až u 84 % dětí, pes adductus se zcela upravil u všech dětí a vzor chůze u funkčního talipes equinus se zlepšil přibližně u 90 % dětí (Woltring, 2012a). Z důvodu rozdílné metodiky práce ale nemůžeme tuto studii porovnávat s výsledky našeho výzkumu. V obou případech však byl prokázán vliv vložek na kinematiku dolních končetin.

Ve studii Mabuchi et al. (2012) použití senzomotorických vložek významně zlepšilo abnormální vzory chůze s vtáčením špiček (intoeing gait). Při testování vložek s pěti pelotami (medial heel bar, lateral heel bar, retro bar, toe bar, lateral wedge) autoři našli signifikantní změny v transverzální rovině pohybu kyčelního a kolenního kloubu při porovnání pacientů

bez vložek a s nimi. Při chůzi s vložkami bylo prokázáno snížení vnitřní rotace proximálního femuru ve stádiu postupného zatěžování a konečného švihu. Vnitřní rotace tibie byla prokazatelně menší u fáze mezistoje a konečného stoje.

Přesný biomechanický efekt senzomotorických stélek sice zatím stále neznáme, ale Mabuchi et al. (2012) uvádí, že nastavení kloubů dolních končetin je ovlivněno varozitou a valgozitou kalkaneu. Pokud je kalkaneus stabilizovaný v neutrální pozici mezi mediální a laterální patní pelotou, potlačuje pronaci subtalárního kloubu během počátečního kontaktu. Ta je doprovázena vnitřní rotací dolní končetiny, takže jejím potlačením mohou být zajištěny výhodnější podmínky pro celou dolní končetinu. Za normálních okolností pohyby neprobíhají pouze v jednom kloubu, ani pouze v jedné anatomické rovině. Naopak jde o sdružené pohyby hned v několika kloubech i rovinách najednou (Vařeka & Vařeková, 2009). Vařeka a Vařeková (2009) dále uvádí, že jednotlivé funkční typy nohy jsou charakteristické konkrétními odchylkami v načasování a rozsahu pohybů kalkanea (zánoží) během krokového cyklu. Díky tomu by se mohla vysvětlit proměnlivost reakcí probandů na stimulaci jednotlivými pelotami.

Přestože v naší práci při porovnání chůze bez pelot s chůzí s jednotlivými pelotami vyšla v pěti případech data statisticky významně, změna velikosti úhlu nebyla nikdy větší než 1,2°. Při chůzi s mediální patní pelotou se průměrné hodnoty maximální plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze zvýšily z 6,4° na 7,6° a extenze v kyčelním kloubu během stojné fáze se zvýšila z 11,3° na 12,2°. Při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně se průměrné hodnoty maximální flexe v kolenním kloubu na začátku stojné fáze zvýšily z 16° na 16,9° a u druhého vrcholu extenze v kolenním kloubu během stojné fáze se hodnoty flexe zvýšily z 0,3° na 1°. Při chůzi s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně se průměrné hodnoty u druhého vrcholu flexe v kolenním kloubu zvýšily z 62,2° na 62,7°. Vystává tedy otázka, jestli i takto nepatrné změny, přestože jsou z hlediska statistiky významné, mohou mít nějaký klinický dopad na pacienta a jestli mu mohou být při chůzi v něčem prospěšné.

Chůze s mediální patní pelotou (CM) v porovnání s chůzí bez peloty statisticky významně zvýšila maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze. Přestože pohyb do plantární flexe není veliký, je důležitý pro progresi pohybu, pohlcování nárazů při kontaktu nohy s podložkou a dále také napomáhá hladkému přenosu hmotnosti těla dolní končetinou (Perry & Burnfield, 2010; Richards & Thewlis, 2008a). Můžeme předpokládat, že mediální patní pelota bude mít díky větší plantární flexi tendenci tyto efekty zlepšovat. Zvýšené absorpce nárazů by se dalo využít např. u jedinců s patní ostruhou,

přetížením v oblasti paty a přetížením nebo slabostí dorzálních flexorů hlezenního kloubu (m. tibialis anterior), kteří v této fázi krokového cyklu pracují excentricky. Další možnost využití se mimo jiné nabízí i pro jedince s bolestí kolenního kloubu nebo páteře, která se objevuje např. při běhání, kde jsou nároky na tlumení nárazů mnohonásobně vyšší než při chůzi. Bylo by zajímavé zjistit pomocí silových plošin, jestli se nějakým způsobem na začátku stojné fáze změní také reakční síla podložky a jestli tedy skutečně dochází s touto pelotou k menšímu zatížení při kontaktu nohy s podložkou. Zvýšení plantární flexe při chůzi s mediální patní pelotou může být způsobeno např. časnějším kontaktem mediální části paty s podložkou, díky kterému noha začne pohyb do plantární flexe dříve a musí tak vykonat větší rozsah pohybu, aby došlo ke kontaktu celé nohy s podložkou. Vzhledem ke složitosti odvalu nohy se ale na tomto efektu s největší pravděpodobností bude podílet více vlivů.

Chůze s mediální patní pelotou (CM) v porovnání s chůzí bez peloty statisticky významně zvýšila také extenzi v kyčelním kloubu během stojné fáze. Rozsah kyčelního kloubu do extenze variuje kolem 10°. Vrcholu dosahuje během konečného stoje (Perry & Burnfield, 2010). Efektu této peloty by se proto dalo využít např. u jedinců, kteří mají během krokového cyklu nedostatečnou extenzi v kyčelním kloubu (pacienti s koxartrózou, jedinci se zkrácením m. iliopsoas major nebo oslabením extenzorů kyčelního kloubu). Nedostatečná extenze bývá kompenzována flexí trupu, díky které může následně docházet k přetížení a bolestem v oblasti dolní části zad.

Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (RM) ve srovnání s chůzí bez peloty statisticky významně zvýšila druhý vrchol flexe v kolenním kloubu. Tento větší vrchol flexe nastává v průběhu počátečního švihů (švihová fáze kolenní flexe) a napomáhá míjení nohy s podložkou (brání zakopnutí) (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010). Díky tomuto efektu se nabízí možnost využití této peloty např. u jedinců s oslabením dozálních flexorů hlezenního kloubu nebo u pacientů s parézou n. peroneus. Při optimálním přenosu zatížení dochází ke stimulaci touto pelotou až těsně před odrazem nohy a možná právě proto nalezneme její největší účinek až v období švihové fáze.

Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL) ve srovnání s chůzí bez peloty statisticky významně zvýšila maximum flexe v kolenním kloubu na začátku stojné fáze. V tomto období dochází k prvnímu vrcholu flexe kolenního kloubu, která stejně jako plantární flexe hlezenního kloubu přispívá k progresi pohybu a ke kontrolovanému tlumení nárazů (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010). Tato pelota by tedy díky zmíněným efektům mohla být využitelná ve stejné indikaci jako mediální patní pelota. Podle Perry & Burnfield (2010) je rychlejší chůze v porovnání s menšími rychlostmi chůze spojena

s větší flexí kolenního kloubu při iniciálním kontaktu. Jelikož Mabuchi et al. (2012) zjistili, že senzomotorické vložky výrazně zvyšují rychlost chůze a délku kroku, může být zvětšení flexe kolenního kloubu dáno právě touto změnou rychlosti chůze.

Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL) oproti chůzi bez peloty statisticky významně zvýšila také flexi u druhého vrcholu extenze v kolenním kloubu během stojné fáze. Pohyb do extenze je vykonáván během mezistoje a první poloviny konečného stoje. Téměř plné extenze (cca 5° flexe) je dosaženo přibližně uprostřed fáze konečného stoje (39 % KC) (Perry & Burnfield, 2010). Tendence této peloty zvyšovat flexi kolenního kloubu při jednooporové fázi by se dala využít u jedinců, u kterých se během krokového cyklu objevuje plná extenze nebo dokonce hyperextenze kolenního kloubu. Vhodná by mohla být také u pacientů po operacích kolenního kloubu nebo jedinců s oslabením m. quadriceps femoris. Efekt této peloty může být opět dán dřívějším kontaktem nohy s podložkou, který způsobí, že už kolenní kloub nepokračuje do větší extenze.

U chůze s laterální patní pelotou (CL) nebyl při porovnání sledovaných úhlových parametrů kloubů dolních končetin s chůzí bez pelot nalezen žádný statisticky významný rozdíl. Vzhledem k tomu, že byl výzkum prováděn na zdravých jedincích bez deformit a problémů v oblasti nohy a dolních končetin, jednalo se o malou skupinu probandů, hodnocena byla jen sagitální rovina a testovány byly pouze izolované peloty, nemůžeme očekávat, že musí automaticky dojít ve všech případech k nějaké významné změně. Terapeutický efekt senzomotorických vložek je totiž dán především kombinací vlivů jednotlivých pelot. Zdraví jedinci mohou navíc na stimulační prvek pod chodidlem reagovat naprosto odlišným způsobem než jedinci s problémem muskuloskeletálního nebo nervového systému.

Podle řady autorů mají vložky malý vliv na kinematiku pohybu, na druhou stranu však mohou mít velký efekt na svaly a klouby (Nole et al., 2013). Jestliže určitá pelota přibližuje oba konce svalu k sobě (délka svalu se snižuje), dochází ke zvýšení svalové aktivity (tonicity svalu). Např. pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně (RL) mechanicky uvolní peroneální skupinu svalů (zmenší jejich délku) a svaly budou rotovat nohu zevně. Naopak když se svalové napětí zvýší (prodlouží se délka svalu), sval bude relaxovat a svoji aktivitu sníží (Fischer, 2008).

Aby pacient mohl plně využít všech výhod, které mu nošení vložek přináší, je zapotřebí pamatovat na mnohé faktory, které terapeutickou účinnost vložek ovlivňují. Pravděpodobně nejvýznamnějším faktorem, který určuje, jestli bude vložka „pracovat“ dobře nebo ne, je typ obuvi, ve které je vložka používána. To je především problém u žen, kde nalezneme široké spektrum obuvi pro různé příležitosti (Kirby, 2009). Účinnost ovlivňuje ale

také např. vhodné/nevhodné zvolení velikosti obuvi. Obuv musí být mnohdy z důvodu zmenšení prostoru větší než obuv nošená bez stélky. Terapeutický efekt i té nejlépe na míru vytvořené vložky, která je však využívána v nevhodné obuvi, může být díky tomu zcela eliminován.

V tomto výzkumu jsme zjišťovali okamžitý účinek jednotlivých pelot na kinematiku kloubů dolních končetin. Je otázkou, jestli by dlouhodobější nošení senzomotorických vložek mohlo vést k přeučení pohybového vzoru chůze jedince takovým způsobem, že by tento změněný pohybový vzor chůze mohl být zachován i po jejich vysazení.

Za limity naší studie můžeme považovat chyby, které vznikly v průběhu měření, a to jak zapříčiněné subjektivním vlivem vyšetřujícího, tak také použitou přístrojovou technikou. Buldt et al. (2013) ale uvádí, že skoro všechny studie zabývající se kinematikou pohybu používají pasivní reflexní značky, a proto můžeme chyby vyplývající z použití této metody zanedbat. Za nedostatek studie můžeme také považovat nedostatečné rozlišení pohybů nohy, která je při daném umístění reflexních značek považována spíše za rigidní strukturu než za složitý segment skládající se z mnoha drobných kloubů. Jelikož však byla kinematická analýza prováděna v obuvi, nebylo v našich možnostech jednotlivé klouby nohy rozlišit. Z hlediska zpřesnění statistických výsledků by bylo dále vhodné početně rozšířit výzkumný soubor.

7 ZÁVĚRY

Na základě srovnání vybraných úhlových parametrů kloubů dolních končetin u asymptomatických dospělých jedinců při chůzi bez pelot a s jednotlivými pelotami senzomotorických stélek jsme zjistili, že:

- Chůze s mediální patní pelotou (CM) zvyšuje maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze a extenzi v kyčelním kloubu během stojné fáze.
- Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou mediálně (RM) zvyšuje druhý vrchol flexe v kolenním kloubu.
- Chůze s pelotou v oblasti středonoží vyvýšenou laterálně (RL) zvyšuje maximum flexe v kolenním kloubu na začátku stojné fáze a snižuje extenzi u druhého vrcholu extenze v kolenním kloubu během stojné fáze.

Mediální patní pelota a peloty v oblasti středonoží ovlivňují kinematiku hlezenního, kolenního i kyčelního kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu. Přestože změny velikosti úhlu nebyly nikdy větší než $1,2^\circ$, můžeme na základě výsledků předpokládat, že senzomotorické vložky budou mít tendenci napomáhat progresi pohybu, pohlcování nárazů při kontaktu nohy s podložkou nebo zlepšovat neoptimální provedení chůze (zvyšovat nedostatečnou extenzi v kyčelním kloubu, snižovat hyperextenzi v kolenním kloubu při jednooporové fázi). Díky těmto účinkům se nabízí jejich využití u celé řady jedinců s problémem v oblasti muskuloskeletálního, ale i nervového systému.

Vzhledem k tomu, že byl výzkum prováděn na malé skupině zdravých jedinců bez deformit a problémů v oblasti nohy a dolních končetin, hodnocena byla jen sagitální rovina a testovány byly pouze izolované peloty, bude zapotřebí provést další výzkumy k určení přesného biomechanického efektu senzomotorických vložek.

8 SOUHRN

Diplomová práce se zabývá problematikou nošení vložek do obuvi. Cílem práce bylo určit účinky jednotlivých pelot senzomotorických stélek (mediální patní pelota, laterální patní pelota, pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně, pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně) na kinematiku v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině při chůzi asymptomatických dospělých osob.

V teoretické části jsou shrnuty základní poznatky o chůzi, o kinematice kloubů dolních končetin při chůzi a o analýze chůze. Další část se věnuje nošení vložek do obuvi, druhům vložek a jejich výrobě, principu fungování vložek a jejich vlivu na kinematiku chůze. Poslední kapitola teoretické části se zabývá senzomotorickými vložkami.

Celkem bylo vyšetřeno 53 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Kritériím pro zařazení do studie odpovídalo 17 jedinců, ale kompletní data z měření byla dostupná pouze u 11 z nich, jednalo se o 6 mužů a 5 žen (průměrný věk $22,45 \pm 8,55$ let, výška $174,4 \pm 17$ cm, hmotnost $66,9 \pm 10$ kg). Data vyřazených jedinců obsahovala v záznamu mnoho velkých mezer, které by výsledky výzkumu mohly zkreslit. Všichni probandi byli měřeni při chůzi vlastní rychlostí v jednotné sportovní obuvi odpovídající velikosti se zkušebními stélkami NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo). Každý proband absolvoval měření nejdříve s prázdnou stélkou a následně se stélkou a jednotlivými pelotami (zkušební prvky Velcro NovaPed sensosystem) vybranými v náhodném pořadí. Každé testované podmínce sestávající z 10-15 pokusů předcházela 5minutová aklimatizace na vybranou pelotu. Pro získání základních kinematických parametrů dolních končetin při chůzi byl využit optoelektrický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie).

Chůze s jednotlivými pelotami byla porovnávána s chůzí bez pelot. Zjistili jsme, že chůze s mediální patní pelotou (CM) statisticky významně ($p = 0,001$) zvýšila plantární flexi v hlezenním kloubu na začátku stojné fáze a extenzi v kyčelním kloubu během stojné fáze ($p = 0,024$). Pelota v oblasti středonoží vyvýšená mediálně (RM) signifikantně ($p = 0,004$) zvýšila druhý vrchol flexe v kolenním kloubu. Pelota v oblasti středonoží vyvýšená laterálně (RL) signifikantně ($p = 0,002$) zvýšila flexi v kolenním kloubu na začátku stojné fáze a snížila extenzi v kolenním kloubu při jednooporové fázi ($p = 0,022$). Chůze s laterální patní pelotou (CL) ve srovnání s chůzí bez pelot neprokázala žádné signifikantní změny. Přestože v pěti případech vyšla data statisticky významně, změna velikosti úhlu nebyla nikdy větší než $1,2^\circ$.

9 SUMMARY

This master thesis deals with the issue of using shoe insoles. The aim of this thesis was to determine the effects of individual bars of sensorimotor insoles (lateral heel bar, medial heel bar, retro bar raised on the inside, retro bar raised on the outside) on the kinematics of the ankle, knee and hip joints in the sagittal plane during walking of asymptomatic adult individuals.

The theoretical part summarizes the basic knowledge about walking, lower limb kinematics during walking and gait analysis. Another part deals with the wearing of insoles, the types of insoles and their production, the principle of their function and their influence on gait kinematics. The last chapter of theoretical part deals with sensorimotor insoles.

Altogether 53 students and employees of the Faculty of Physical Culture of the Palacký University in Olomouc were examined. 17 individuals met our criteria for inclusion into the study but complete data from measurement was available only for 11 of them, 6 males and 5 females (average age $22,45 \pm 8,55$ years, height $174,4 \pm 17$ cm, weight $66,9 \pm 10$ kg). Data of excluded individuals contained a lot of large gaps in the record that could distort the research results. All participants were measured while walking at a self-selected speed in a correctly sized pair of uniform sport shoes with trial insoles of NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Germany). Each participant completed the measurement first with the base sole and after that with the base sole and the individual bar (Velcro trial elements of NovaPED sensosystem case-set) selected in random order. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by 5 minutes of acclimatization with the selected bar. The optoelectronic Vicon MX system (Oxford Metrics Group, London, Great Britain) was used to obtain the basic kinematic parameters of the lower limbs during the walking.

Walking with individual bars was compared with walking without bars. We found out that walking with medial heel bar (CM) significantly ($p = 0,001$) increased plantar flexion of the ankle joint at the beginning of the stance phase and hip extension during the stance phase ($p = 0,024$). Walking with the retro bar raised on the inside (RM) significantly ($p = 0,004$) increased the second peak of knee flexion. Walking with the retro bar raised on the outside (RL) significantly ($p = 0,002$) increased knee flexion at the beginning of the stance phase and reduced knee extension during the single support ($p = 0,022$). Walking with the lateral heel bar in comparison with walking without bars did not show any significant differences. Although data was statistically significant in five conditions, the change of angle was never greater than $1,2^\circ$.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Almeida, J. S., Filho, G. C., Pastre, C. M., Padovani, C. R., Martins, R. A. D. M. (2009). Comparison of plantar pressure and musculoskeletal symptoms with the use of custom and prefabricated insoles in the work environment: *Rev Bras Fisioter*, 13(6), 542-548.
- Asgaonkar, B., & Kadam, P. (2012). Effectiveness of valgus insole on pain, gait parameters and physiological cost index of walking in flat feet in 5-15 years: *Indian Journal of Physiotherapy & Occupational Therapy*, 6(2), 90-94.
- Baldassin, V., Gomes, C. R., Beraldo, P. S. (2009). Effectiveness of Prefabricated and Customized Foot Orthoses Made From Low-Cost Foam for Noncomplicated Plantar Fasciitis: A Randomized Controlled Trial: *Arch Phys Med Rehabil*, 90, 701-706.
- Barbosa, C. M., Bértolo, M. B., Neto, J. F. M., Coimbra, I. B., Davitt, M., & Magalhaes, E. P. (2013). The effect of foot orthoses on balance, foot pain and disability in elderly women with osteoporosis: a randomized clinical trial: *Rheumatology*, 52, 515-522.
- Barton, C. J. (2011). Role of foot orthoses for patellofemoral pain: *Lower Extremity Review*, February.
- Bok, S. K., Kim, B. O., Lim, J. H., & Ahn, S. Y. (2014). Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old: *Ann Rehabil Med*, 38(3), 369-375.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2011). Pressure-relieving properties of various shoe inserts in older people with plantar heel pain: *Gait & Posture*, 33, 385-389.
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review: *Gait & Posture*, 38, 363-372.
- Chuter, V., Spink, M., Searle A., & Ho, A. (2014). The effectiveness of shoe insoles for the prevention and treatment of low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials: *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(140), 1-8.
- Ciuffolo, F., Ferritto, A., L., Muratore, F., Tecco, S., Tesla, M., D'Attilio, M., & Festa, F. (2006). Immediate effects of plantar inputs on the upper half muscles and upright posture: a preliminary study: *Journal of Craniomandibular Practice*, 24(1), 50-59.
- Collier, R. (2011). Orthotics work in mysterious ways: *CMAJ*, 183(4), 416-417.
- Cook, G. (2010). *Movement: Functional Movement Systems – Screening, Assessing, Corrective Strategies*. Aptos, CA: On Target Publications.

- Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie* (2. přepracované a doplněné vydání). Praha: Grada Publishing.
- Eng, J. J., & Pierrynowski, M. R. (1993). Evaluation of Soft Foot Orthotics in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome: *Phys. Ther.*, 73(2), 62-70.
- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive Foot Orthotics – Practical manual for expert users*. Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- Gabriner, M. L., Braun, B. A., Houston, M. N., & Hoch, M. C. (2015). The effectiveness of foot orthotics in improving postural control in individuals with chronic ankle instability: a critically appraised topic: *Journal of Sport Rehabilitation*, 24, 68-71.
- Groner, C. (2011). In search of mechanism for foot orthoses' effects: *Lower Extremity Review*, April.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Guldmond, N. A., Leffers, P., Sanders, A. P., Emmen, H., Schaper, N. C., & Walenkamp, G. H. I. M. (2006). Casting methods and plantar pressure: effects of custom-made foot orthoses on dynamic plantar pressure distribution: *J Am Podiatr Med Assoc*, 96(1), 9-18.
- Guldmond, N. A., Leffers, P., Schaper, N. C., Sanders, A. P., Nieman, F., Willems, P., & Walenkamp, G. H. I. M. (2007). The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet: *Clinical Biomechanics*, 22, 81-87.
- Hafkemeyer, U., Poppenborg, D., Drerup, B., Möller, M., & Wetz, H. H. (2002). Improvement of gait in paraplegic patients using proprioceptive insoles: *Gait Posture*, 16, 157-158.
- Hall, C., & Nester, C. J. (2004). Sagittal plane compensations for artificially induced limitation of the first metatarsophalangeal joint: *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(3), 269-274.
- Hawke, F., Burns, J., Radford, J. A., du Toit, V. (2008). Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain: *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 3, 1-135.
- Heine, A. (2012). Proprioceptive insole treatment in paediatric orthopaedics: *Sensorimotor function - Springer*, 3-4.
- Hennessy, K., Woodburn, J., & Steultjens, M. P. M. (2012). Custom foot orthoses for rheumatoid arthritis: a systematic review: *Arthritis Care & Research*, 64(3), 311-320.
- Holden, J. P., Orsini, J. A., Siegel, K. L., Kepple, T. M., Gerber, L. H., & Stanhope, S. J. (1997). Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait: *Gait & Posture*, 5, 217-227.

- Hotfiel, T., Hotfiel, K.-H., Gelse, K., Engelhardt, M., Freiwald, J. (2016). Einlagenversorgung im Leistungssport – Indikationen, Wirkungsweise, sportspezifische Versorgungsstrategien: *Sports Orthop. Traumatol.*, 32, 250-257.
- Ibrahim, M., Hilaly, R. E., Taher, M., & Morsy, A. (2013). A pilot study to assess the effectiveness of orthotic insoles on the reduction of plantar soft tissue strain: *Clinical Biomechanics*, 28, 68-72.
- Iglesias, M. E. L., Vallejo, R. B. de B., & Pena, D. P. (2012). Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults: *Geriatric Nursing*, 33(4), 264-271.
- Janin, M., Marechal, E., Muzzolini, A., Bodroux, V., & Mazgai, K. (2016). Sensorimotor orthoses influence on learning disorders: *Foot and Ankle Surgery*, 22(2), 108.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Ki, S. W., Leung, A. K. L., & Li, A. N. M. (2008). Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods: *Prosthetics & Orthotics International*, 32(3), 356-362.
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and lower extremity biomechanics II*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2009). *Foot and lower extremity biomechanics III*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice* (2nd ed.). Edinburgh: Elsevier.
- Knust, M. (2012). Sensorimotor insoles, a concept from head to toe?: *Sensorimotor function - Springer*, 15-18.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolata, G (2011). Close look at orthotics raises a welter of doubts: *New York Times*, Jan. 17.
- Kripke, C. (2009). Custom vs. prefabricated orthoses for foot pain: *Am Fam Physician*, 79(9), 758-759.
- Landorf, K. B., Keenan, A.-M., & Herbert, R. D. (2006). Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis: *Arch Intern Med.*, 166, 1305-1310.
- Larsen, K., Weidich, F., & Leboeuf-Yde, C. (2002). Can custom-made biomechanic shoe orthoses prevent problems in the back and lower extremities? A randomized, controlled intervention trial of 146 military conscripts: *J. Manipulative Physiol Ther*, 25(5), 326-331.

- Lee, P. Y., Landorf, K. B., Bonanno, D. R., & Menz, H. B. (2014). Comparison of the pressure-relieving properties of various types of forefoot pads in older people with forefoot pain: *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*(18), 1-8.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed.). Edinburg: Elsevier.
- Lott, D. J., Hastings, M. K., Commean, P. K., Smith, K. E., & Mueller, M. J. (2007). Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot: *Clin Biomech*, *22*(3), 352-359.
- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Priego, J. I., & Llana-Belloch, S. (2014). Influence of foot orthosis customization on perceived comfort during running: *Ergonomics*, *57*(10), 1590-1596.
- Lucas-Cuevas, A. G., Camacho-García, A., Llinares, R., Quesada, J. I. P., Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2017). Influence of custom-made and prefabricated insoles before and after an intense run: *PLoS One*, *12*(2).
- 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.
- 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.
- Mabuchi, A., Kitoh, H., Inoue, M., Hayashi, M., Ishiguro, N., & Suzuki, N. (2012). The biomechanical effect of the sensomotor insole on a pediatric intoeing gait: *ISRN Orthop*, *2012*, 1-5.
- MacAuley, D., & Best, T. (2007). *Evidence-Based Sports Medicine* (2nd ed.). Malden, MA: Blackwell Publishing.
- McPoil, T. G., & Hunt, G. C. (1995). Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *21*(6), 381-388.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (2000). The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking: *J Am Podiatric Med Assoc*, *90*(1), 2-11.
- Menz, H. B., Allan, J. J., Bonanno, D. R., Landorf, K. B., & Murley, G. S. (2017). Custom-made foot orthoses: an analysis of prescription characteristics from an Australian commercial orthotic laboratory: *J Foot Ankle Res*, *10*(23), 1-9.

- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & Vincenzino, B. (2009). 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.
- Nester, C. J. (2009). Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait?: *Journal of Foot and Ankle Research*, *2*(18).
- Nester, C. J., Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait: *Gait and Posture*, *17*, 180-187.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm: *Clinical Journal of Sport Medicine*, *11*, 2-9.
- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., & Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint movements during running: *Med Sci Sports Exerc*, *35*, 314-319.
- Nole, R., Kowalsky, D. S., Garbalosa, J. C., Pollard, E., & Thompson, J. (2013). Orthoses in Rehabilitation. In M. M. Lusardi, M. Jorge & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (3rd ed.) (pp. 181-218). St. Louis, MO: Elsevier.
- NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic (2011). *Sensomotor insoles for gait pattern correction*. Remscheid, Germany: Schein orthopädie service KG.
- Paton, J. S., Stenhouse, E. A., Bruce, G., Zahra, D., & Jones, R. B. (2012). A comparison of customised and prefabricated insoles to reduce risk factors for neuropathic diabetic foot ulceration: a participant-blinded randomised controlled trial: *Journal of Foot and Ankle Research*, *5*(31), 1-11.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Petcu, D., & Anca, C. (2012). Foot functioning paradigms: *Proc. Rom. Acad.*, *14*(3), 212-217.
- Peterson, L., & Renström, P. (2016). *Sports Injuries: Prevention, Treatment and Rehabilitation* (4th ed.). Boca Raton, FL: Taylor & Francis.
- Peterson, M. R., Baycroft, C., & Donatelli, R. A. (2010). Overview of foot orthotics and prescription. In R. A. Donatelli & M. J. Wooden, *Orthopaedic Physical Therapy* (4th ed.) (pp. 557-572). St. Louis, MO: Elsevier.
- Redmond, A. C., Landorf, K. B., & Keenan, A.-M. (2009). Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study: *Journal of Foot and Ankle Research*, *2*(20), 1-10.

- 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, 98-109.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Murphy, N., Lundberg, A., Nigg, B. M. (1997). Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers: *Clinical Biomechanics*, 12, 8-16.
- Richards, J., & Thewlis, D. (2008a). Motion and joint motion. In J. Richards, *Biomechanics in clinic and research* (pp. 117-128). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Richards, J., & Thewlis, D. (2008b). Anatomical models and marker sets. In J. Richards, *Biomechanics in clinic and research* (pp. 51-65). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Richards, J., Thewlis, D., & Hobbs, S. J. (2008). Methods of analysis of movement. In J. Richards, *Biomechanics in clinic and research* (pp. 103-116). Philadelphia, PA: Elsevier
- Richie, D. (2010). Postural control deficits: the role of foot orthoses: *Lower Extremity Review*, June.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Stackhouse, C. L., Davis, I. M., Hamill, J. (2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns: *Clin Biomech*, 19(1), 64-70.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., & Nigg, B. M. (2000). Effects of Foot Orthoses on Skeletal Motion during Running: *Clin Biomech*, 15(1), 54-64.
- Stephen, D. G., Wilcox, B., Niemi, J. B., Franz, J., Kerrigan, D. C., & D'Andrea, S. E. (2012). Baseline-dependent effect of noise-enhanced insoles on gait variability in healthy elderly walkers: *Gait Posture*, 36(3), 537-540.
- Tang, U. H., Zügner, R., Lisovskaja, V., Karlsson, J., Hagberg, K., & Tranberg, R. (2014). Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers e A two-year, randomized trial: *Journal of Clinical & Translational Endocrinology*, 1, 121-132.
- Tiberio, D., & Hinkebein, J. R., (2006). Foot Orthoses and Shoe Design. In J. D. Placzek & D. A. Boyce, *Orthopaedic Physical Therapy Secrets* (2nd ed.) (pp. 625-633). St. Louis, MO: Elsevier.
- Tománková, K., Přidalová, M., & Gába, A. (2015). Impact of Obesity on Foot Morphology in Older Women: *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 45(2), 69-75.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.
- Vincenzino, B., Collins, N., Crossley, K., Beller, E., Darnell, R., & McPoil, T. (2008). Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial: *BMC Musculoscelet Disord*, 9(27), 1735.
- Wallace, R. G. H., Traynor, I. E. R., Kernohan, W. G., & Eames, M. H. A. (2004). Combined Conservative and Orthotic Management of Acute Ruptures of the Achilles Tendon: *J Bone Joint Surg Am.*, 86, 1198-1202.
- Williams, D. S. 3rd, McClay Davis, I., & Baitch, S. P. (2003). Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners: *Med Sci Sports Exerc*, 35(12), 2060-2068.
- Woltring, S. (2012a). Sensorimotor foot bedding – care for children via network: *Sensorimotor function - Springer*, 5-7.
- Woltring, S. (2012b). Sensorimotor foot beddings in the treatment of children: *Sensorimotor function - Springer*, 12-14.
- Yu, D., Si-yuan, X., Ying, W., Fu-sheng, W., Yu, W., Xu-ying, X., Guang-yu, W., Wei, Y. (2017). Non-surgical treatment for foot deformities and lesions in patients with diabetes mellitus: *The Journal of Diabetic Foot Complications*, 9(1), 8-14.

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

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

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 63/2016
dne: 10.11.2016

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

Příloha 2. Dotazník

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 3. Protokol vyšetření

Příjmení, jméno:	
Datum vyšetření (DD.MM.RRRR)	

Velikost test. obuvi (UK):			Délka dolní končetiny	P	mm
Délka (mm):				L	mm
Výška bez bot:		mm	Šířka kolenního kloubu	P	mm
Výška s botami:		mm		L	mm
Výška podrážky:	0	mm	Šířka hlezenního kloubu	P	mm
Váha (kg):	10 % váhy:	0		L	mm
Zkouška 2 vah (P/L):		0	Závěr:	0	Vzdál. ASIS (mm):

Otlaky, opotřebení obuvi:

Typ nohy:



Funkční testy:	P	L	počítáno:	Celkové skóre:	0
Deep squat			0	Poznámky:	
Hurdle step			0		
Inline lunge (přední DK)			0		

Talar tilt test	plantární flexe	P	
		L	
	neutralní postavení	P	
		L	
	dorzální flexe	P	
		L	

Poznámky:

Klasická typologie nohy?		P	L		P	L
Index Chippaux-Šmiřák:				Úhel palce:		
Vzdál. předonoží-zánoží (cm):				Délka nohy (mm):		
Typ nohy:	P			Započ. délka (mm):	0	
	L			Šířka předonoží (mm)		

Vyšetřující:	
--------------	--