

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV ANTROPOMETRICKÝCH A MORFOLOGICKÝCH PARAMETRŮ NOHY NA
KINEMATICKÉ PARAMETRY CHŮZOVÉHO CYKLU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Hana Hájková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení: Bc. Hana Hájková

Název diplomové práce: Vliv antropometrických a morfologických parametrů nohy na kinematické parametry chůzového cyklu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt

Teoretická část diplomové práce se zabývá typologií nohy, možnostmi hodnocení plantogramu, kineziologií kloubů dolní končetiny a pánve během chůzového cyklu a 3D kinematickou analýzou chůze. Cílem výzkumné části je objasnit vliv vybraných indexů a úhlových parametrů nohy na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve během chůzového cyklu. Výzkumný soubor tvořilo 27 studentů mužského pohlaví Fakulty tělesné kultury o průměrném věku 24,1 let. Vybrané indexy a úhlové parametry nohy jsme získali zpracováním čtyř otisků bosého chodidla u každého z probandů. Kinematické parametry chůze jsme sledovali pomocí kamerového systému Vicon MX. Zaznamenali jsme vliv typu nohy na pohyb ve všech kloubech dolní končetiny, statisticky významné byly rozdíly v hodnotách maxima flexe a extenze kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu. Zjistili jsme, že úhlové parametry nohy nemají vliv na pohyb kloubů dolní končetiny a pánve, kromě úhlu palce, který ovlivňuje hodnoty maxima plantární flexe v hlezenním kloubu ve fázi postupného zatěžování.

Klíčová slova: noha, plantografie, kineziologie, chůzový cyklus, kinematická 3D analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

Author's first name and surname: Bc. Hana Hájková

Title of the master thesis: The influence of anthropological and morphological parameters of the foot on kinematic parameters of the gait cycle

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of thesis defence: 2012

Abstract

The theoretical part of the thesis deals with the typology of foot, foot imprint options assessment, joint kinesiology of the lower extremity and pelvis during the gait cycle and 3D kinematic gait analysis. The purpose of the study is to investigate the influence of selected indexes and angle parameters of the foot on kinematic changes of the ankle, knee, hip and pelvis during the gait cycle. The research group consisted of 27 male students of the Faculty of Physical Culture. 27 male students with an average age of 24,1 years from the Faculty of Physical Culture participated in this study. Selected indexes and foot angular parameters were obtained by processing four imprints of the bare foot in each of the probands. The Vicon MX system was used for kinematic analysis of the gait. We have noted the influence of foot type on kinematic parameters in all joints of the lower extremity. Statistically significant differences were found in maximum flexion and extension of the hip in the sagittal plane during the gait cycle. We found that the angular parameters of the foot do not affect the kinematic parameters of the lower extremity and pelvis, and in addition to which, that the angle of the big toe affects the peak ankle joint plantar flexion during loading response.

Key words: foot, plantography, kinesiology, gait cycle, three-dimensional kinematic analysis

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji především vedoucímu práce Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za odbornou pomoc, vstřícný přístup, ochotu a cenné rady, které mi při zpracování diplomové práce poskytl.

OBSAH

1 Úvod	10
2 Typologie nohy	11
2.1 Antropologické typy nohy	11
2.1.1 Řecká noha	11
2.1.2 Egyptská noha	12
2.1.3 Kvadratická noha	12
2.2 Klasické klinické typy nohy	12
2.2.1 Plochá noha	12
2.2.2 Vysoká noha	13
3 Funkce nohy	14
4 Kineziologie dolní končetiny a pánevního pletence	16
4.1 Talokrurální kloub	16
4.2 Subtalární kloub.....	16
4.2.1 Innmanův a Mannův model „pantu“	17
4.3 Transverzotarzální kloub	17
4.3.1 Model pivotu	18
4.3.2 Funkční vztah subtalárního a transverzotarzálního kloubu	18
4.4 Klouby předního tarzu a tarzometatarzální kloub	18
4.5 Metatarzofalangeální kloub palce.....	19
4.6 Klenba nohy.....	19
4.7 Tibiofibulární kloub.....	21
4.8 Kolenní kloub	22
4.8.1 Pohyby v kolenním kloubu.....	23
4.9 Kyčelní kloub	25
4.9.1 Rozsah pohybu v kyčelním kloubu	26

4.10	Pánev	27
4.10.1	Pohyby pánve	27
4.10.2	Sacroiliacální skloubení.....	28
5	Chůze.....	29
5.1	Definice chůzového cyklu	29
5.2	Charakteristiky bipedální lokomoce.....	29
5.3	Rozdělení chůzového cyklu.....	30
5.4	Fáze chůzového cyklu	33
5.4.1	Počáteční kontakt (initial contact)	33
5.4.2	Zatěžování (loading response).....	33
5.4.3	Mezistoj (mid-stance)	34
5.4.4	Konečný stoj (terminal stance)	34
5.4.5	Předšvihová fáze (pre-swing)	35
5.4.6	Počáteční švih (initial swing)	35
5.4.7	Mezišvih (mid-swing)	35
5.4.8	Konečný švih (terminal swing).....	36
5.5	Kinematika dolní končetiny a pánevního pletence během chůzového cyklu....	36
5.5.1	Kinematika hlezenního kloubu a kloubů nohy	36
5.5.2	Kinematika kolenního kloubu	37
5.5.3	Kinematika kyčelního kloubu.....	38
5.5.4	Kinematika pánve	39
5.6	Pohyby těžiště těla během chůze	40
6	3D kinematická analýza chůze	42
7	Plantografie	44
7.1	Hodnocení otisku nohy.....	44
7.1.1	Metoda podle Chippaux-Šmiráka.....	45

7.1.2	Mayerova metoda	46
7.1.3	Sztriter-Godunova metoda.....	46
7.1.4	Godunova metoda.....	47
7.1.5	Metoda segmentů.....	48
7.1.6	Metoda indexu podle Srdečného	49
7.1.7	Metoda vizuálního škálování.....	49
7.1.8	Metoda měření úhlu nohy.....	50
7.1.9	Vyosení palce a malíku.....	51
8	Cíle a výzkumné otázky.....	53
8.1	Cíle	53
8.2	Výzkumné otázky	53
9	Metodika	54
9.1	Charakteristika měřených osob	54
9.2	3D kinematická analýza chůze	54
9.2.1	Technické zařízení.....	54
9.2.2	Průběh měření.....	54
9.3	Plantografie.....	55
9.4	Zpracování dat	56
9.4.1	Statistické zpracování dat	58
10	Výsledky	60
10.1	Výzkumná otázka 1	60
10.2	Výzkumná otázka 2	61
10.3	Výzkumná otázka 3	62
10.4	Výzkumná otázka 4	64
10.5	Výzkumná otázka 5	65
10.6	Výzkumná otázka 6	67

11	Diskuze	69
12	Závěr	75
13	Souhrn.....	77
14	Summary.....	78
15	Referenční seznam	79
16	Přílohy	85

1 Úvod

Lidská noha je považována za složitou strukturu, která slouží pro spojení těla s okolním prostředím. Noha má schopnost přizpůsobit se terénu, každý krok začíná noha jako flexibilní struktura připravena na nerovnosti povrchu, pak se mění na rigidní páku přenášející hmotnost a zpětnou propriocepcí se podílí na posturální stabilizaci (Dungl, 2005). Noha má tedy funkční vztahy v rámci celého těla a tvoří předpoklad pro zachování rovnováhy ve stoji, při chůzi a dalších pohybech.

Nejčastěji používané dělení klasické klinické typologie nohy je na nohu plochou, normální a vysoce klenutou. Dungl (1989) uvádí dělení na antropologické typy podle zevního tvaru nohy. Rozlišuje nohu Řeckou (antickou), Egyptskou a Kvadratickou. Pro zhodnocení typologie nohy se využívá mnoho způsobů, jedním z nich je hodnocení plantogramu. Plantografie je metoda, která slouží ke snímání otisků chodidel. Tato metoda je objektivní, časově málo náročná a relativně jednoduchá (Klementa, 1987). Plantogramy odrážejí vnitřní stavbu chodidla a stav podélné a příčné klenby nožní.

Problematika chůzového cyklu mne zaujala, protože chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Poruchy funkce nohy mohou následně ovlivnit i vyšší etáže pohybové soustavy a vést k fixování náhradních pohybových vzorů jedince (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Pomocí plantografie a 3D kinematické analýzy jsme zkoumali vliv typu nohy a úhlových parametrů nohy na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve během chůzového cyklu.

2 Typologie nohy

Vařeka a Dvořák (2001) uvádí, že funkční porucha nohy může přejít do strukturální poruchy. Podle Lewita (2000) a Jandy (1999) se však zároveň strukturální porucha klinicky projevuje především poruchou funkce. „Funkční složku“ jasně strukturální poruchy lze terapeuticky ovlivnit metodami např. manuální medicíny, kinezioterapie, fyzikální terapie. Nelze tedy oddělit strukturu od funkce a naopak. Tato problematika je v detailech však mnohem složitější.

Vařeka a Vařeková (2003) poukazují na fakt, že antropometrické metody mohou pouze omezeně přispět k volbě adekvátních léčebných opatření. Tyto metody jsou dle Vařeky a Vařekové (2009) jednoduché a málo vypovídají o anatomii a funkci nohy. Ve své práci zdůrazňují význam především funkční typologie nohy, která může být podkladem racionální volby léčebných opatření u méně závažných poruch funkce nohy. V případě těžších deformit je však její použitelnost omezená. Funkční typologie je založena především na poznacích vzájemného postavení předonoží a zánoží a vztahu subtalárního a transverzotarzálního kloubu nohy.

Nejčastěji používané dělení klasické klinické typologie nohy je na nohu plochou, normální a vysoce klenutou. Klementa (1987) uvádí podrobnější dělení, kdy každý typ dělí dále na tři subtypy (Příloha 1). Dungal (1989) uvádí dělení na antropologické typy podle zevního tvaru nohy. Rozlišuje nohu Řeckou (antickou), Egyptskou a Kvadratickou. Každý typ dále dělí na tři subtypy podle metatarzální, falangeální nebo metatarzofalangeální převahy (Příloha 2).

2.1 Antropologické typy nohy

2.1.1 Řecká noha

Řecká noha se vyznačuje nejdelším druhým paprskem a obvykle i nejvíce prominujícím druhým metatarzem. Palec a třetí prst jsou přibližně stejně dlouhé. Mezi druhým a třetím prstem může docházet k částečné syndaktylii. Osoba s tímto typem nohy jakoby stála na „hraně brusle“ (druhém paprsku). Stabilizace nohy vyžaduje větší svalovou aktivitu. Zvýšená zátěž druhého metatarzu vede k hypertrofii a může se objevit bolest při bázi druhého metatarzu. Pro tento typ nohy jsou typické otlaky pod hlavičkou druhého

metatarzu, na zevní straně hlavičky pátého metatarzu, na vnitřní straně hlavičky prvního metatarzu a na mezičláňkovém kloubu palce. Při nošení krátké a úzké obuvi může dojít k rozvoji kladívkovitých prstů a hallux valgus. Dále je charakteristická menší dotekovou plochou, oproti egyptské noze je nosná plocha poloviční (Kučera, Korbelař, Čermák, Havrda & Hrazdíra, 1995). Kapandji (1987) uvádí, že tento typ nohy umožňuje nejlepší přenos zátěže na predonoží (Kučera, Korbelař, Kolář & Linz, 1994; Vařeka & Vařeková, 2003).

2.1.2 Egyptská noha

Tento typ nohy se vyskytuje u většiny evropské populace. Vyznačuje se nejdelším palcem, ostatní prsty se postupně zkracují. Nejdelší palec má za následek sklon ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus. Egyptská noha má nejlepší schopnost rozkládat zátěž, vyznačuje se zároveň velkou dotykovou plochou prstů. Díky své stavbě má dobré předpoklady pro odrazové činnosti i déletrvající statické zatížení např. u sportovců (Kučera, Korbelař, Kolář, & Linz, 1994; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.3 Kvadratická noha

Kvadratická noha nebo-li také široká noha má přibližně obdélníkový tvar a v Evropě se vyskytuje v malé míře (pouze 9% populace). První tři prsty jsou u tohoto typu stejně dlouhé. Kučera et al. (1994) uvádí kvadratický typ nohy z hlediska perspektivy nevhodný pro vysoké požadavky sportovních aktivit, jelikož systém nepracuje jako celek a vždy je výrazné zatížení na některém z prstů. Klinicky se to může projevit zvýšenou bolestivostí nebo únavovou zlomeninou.

2.2 Klasické klinické typy nohy

2.2.1 Plochá noha

Znakem této deformity je snížení podélného, příčného nebo obou oblouků klenby nožní. Tato deformita je poměrně častá, může vznikat v každém věku a vede k obtížím,

kteře snižují schopnost pacienta snášet především statické zatížení. Můžeme ji rozdělit na vrozenou plochou nohu a získanou plochou nohu. Stryhal dělí získanou plochou nohu dospělých do čtyř stupňů (Medek, 2003). První stupeň se vyznačuje nohou přetíženou a unavenou, u druhého stupně je patrný pokles klenby pouze při zatížení, v odlehčení se klenba opět tvaruje. Třetí stupeň značí trvalé oploštění klenby, ale je stále pasivně modelovatelná. Čtvrtý stupeň představuje fixovanou deformitu, kterou již nelze pasivně korigovat. Vařeka a Vařeková (2009) uvádí jako významnou součást těžších stupňů podélně ploché nohy také valgozitu paty. Riegerová, Přidalová a Ulbrichová (2006) charakterizují plochou nohu nadměrnou everzí kalkaneu, zvětšenou pružností, nerovnoměrným rozložením tlaku a přidruženými deformitami. Příčin vzniku ploché nohy může být mnoho, např.: neúměrná velikost zátěže, nedostatek odpočinku nohou, nošení nevhodné obuvi, chůze po tvrdém povrchu, nadváha, úraz, chabost vazů, svalová slabost a svalové dysbalance atd.

Příčně plochá noha je charakteristická poklesem hlaviček 2., 3. a 4. metatarzu a bolestivostí v těchto místech. Mezi příčiny vzniku patří zejména nošení nevhodné obuvi, jako jsou vysoké podpadky a obuv s úzkou špičkou.

2.2.2 Vysoká noha

Zpravidla se jedná o vrozenou deformitu nohy, při které se střed chodidla nedotýká terénu vůbec nebo jen z části. Následně se vahou těla zatěžuje předonoží a pata. Podélná klenba nožní je abnormálně vyklenuta, prsty jsou v drápovité kontraktuře a je sníženo příčné klenutí pod hlavičkami metatarzů. U tohoto typu je snižená schopnost absorbovat nárazy během chůze. Osa subtalárního kloubu je více ve vertikálním postavení, čímž dochází k menší vnitřní rotaci a menší pronaci. Za příčiny vzniku je považováno např. zkrácení musculus tibialis posterior, musculus peronei, nerovnováha svalů plosky nohy, nošení příliš krátké obuvi, nošení vysokých podpadků nebo tvrdá podrážka (Riegerová, Přidalová & Ulbrichová, 2006).

3 Funkce nohy

Lidská noha je považována za složitou strukturu, která slouží jako spojení těla s okolním prostředím. Noha je relativně rigidním podpůrným orgánem, zároveň má však schopnost adaptace na nerovnosti terénu, nese hmotnost těla a umožňuje přesun hmotnosti při chůzi. Příčná i podélná klenba chrání měkké tkáně plosky, umožňuje pružný nášlap a tlumí nárazy. Během chůze přenáší noha svalovou sílu pro odraz. Optimální funkce nohy je tedy jedním z rozhodujících kritérií pro posturální stabilizaci ve stoji a v průběhu lokomoce (Maršáková & Jelen, 2007; Mašek, 2006; Toppischová & Šnoplová, 2008; Votava, 2002).

Chodidlo se řadí mezi jednu z nejvýznamějších propioceptivních oblastí. Není tedy náhodné, že má úzký vztah k posturálním funkcím - postavení osového orgánu, stoji a lokomoci (Dvořák, 2007). Na důležitost nohy pro posturální stabilitu ve stoji poukazují také Lewit a Lepšíková (2008), kteří popisují nejvíce aktivní svaly nohy a bérce v porovnání se svaly stehna či trupu při rovnovážném stoji.

Pružnost klenby nohy můžeme přirovnat k páteři. Stabilizace členité klenby nohy je zajišťována automatickou svalovou aktivitou, především flexory prstů. Tento hluboký stabilizační systém chodidla bývá zřetězen s hlubokým stabilizačním systémem trupu. Pokud nalezneme trigger point na chodidle, je v mnoha případech přítomna blokáda hlavičky fibuly, trigger point v musculus biceps femoris, m. rectus femoris, m. rectus abdominis, m. erector trunci, extenzorech krční páteře a m. sternocleidomastoideus, což může vést k předsunutému držení. Pokud funkčně vyřadíme dolní končetiny (pacient se posadí), může napětí v dorzálních svalech šije zmizet, napětí pak má původ v dolních končetinách, nejčastěji v chodidle. Tento řetězec nebývá vždy kompletní, může končit např. u m. rectus abdominis, jehož napětí omezuje záklon, což pacient popisuje často jako bolest v kříži. Toppischová a Šnoplová (2008) uvádí rovněž jako častou příčinu bolesti zad poruchu funkce nohy. Terapie by měla být zaměřena na ovlivnění příčiny, nikoli příznaků (Lewit & Lepšíková, 2008).

Rovněž Dinsdale (2009) došel k závěru, že porucha pohybové funkce nohy je spojená se změnou pohybového stereotypu a přenáší se do vyšších etáží pohybového systému. Jeho práce se zabývala vztahem mezi postavením nohy, pánve a dolní části bederní páteře. Zjistil, že hyperpronace nohy může způsobit syndrom m. gluteus medius, dysfunkci sacroiliakálního kloubu nebo bolest v oblasti lumbosacrálního přechodu. Během

stojné fáze by měla noha zůstat stabilní, aby zajistila kvalitní oporu. Porucha stabilizace nohy v důsledku hyperpronace naruší funkci svalů stabilizujících pánev, zvláště m. gluteus medius. Dochází k oslabení a hypotonii těchto svalů, což vede k instabilitě pánve, která je často kompenzována jejím nadměrným pohybem při chůzi. Stabilizátory pánve jsou často palpačně citlivé a ischiokrurální svaly jsou v hypertonu. Oboustranná hyperpronace může způsobit zvětšení bederní lordózy a útlak příslušných struktur. Vařeka a Vařeková (2009) popisují hyperpronační syndrom jako spojení hyperpronace v subtalárním kloubu během oporové fáze se strukturálními anebo funkčními poruchami nohy a dalších proximálních segmentů dolní končetiny i trupu. Jako prvotní příčinu uvádí nejčastěji kompenzované varózní zánoží nebo kompenzované varózní předonoží. Tyto deformity vyžadují zvýšenou pronaci zánoží k zajištění plného kontaktu během prvních 2/3 fáze opory krokového cyklu.

Maršáková, Jelen (2007) a Lewit (2003) zdůrazňují fakt, že pokud není porucha funkce nohy léčena, mohou vznikat trvalé deformity. Změněné postavení se dále fixuje do vyšších etází pohybového systému a dochází k změnám pohybových stereotypů, které se mohou fixovat v centrálním nervovém systému.

Noha má tedy významné funkční vztahy v rámci celého těla, tvoří předpoklad pro zachování rovnováhy ve stoji, při chůzi a dalších pohybech. Mašek (2006) shrnul funkci nohy do čtyř základních bodů: 1. je tlumičem pro pohlcení energie dopadu, 2. stabilizuje stoj, 3. přenáší svalovou sílu pro odraz, 4. je považována za „periferní srdce“ pro žilní návrat.

4 Kineziologie dolní končetiny a pánevního pletence

4.1 Talokrurální kloub

Jamku horního zánártního kloubu (*articulatio talocruralis*) tvoří vidlice bérceových kostí, hlavici tvoří kladka kosti hlezenní (*trochlea tali*). Bývá popisován jako jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti. Osa pohybu talokrurálního kloubu prochází přibližně hroty fibulárního a tibiálního kotníku. Klenerman, Wood a Griffin (2006) uvádí, že poloha osy pohybu talokrurálního kloubu není konstantní, ale plynule se mění její aktuální poloha v průběhu pohybu. Vzhledem k šikmému průběhu osy (zdola, zezadu, zboku, nahoru, dopředu dovnitř) nedochází při pohybu pouze k „čisté“ plantární a dorzální flexi, ale zároveň k pohybům ve frontální a transverzální rovině (Vařeka & Vařeková, 2003). Při plantární flexi dochází k inverzi nohy, oba kotníky jsou přitahovány aktivitou *m. tibialis posterior* k sobě, fibula je tažena vpřed, dolů a rotuje laterálně. Při dorzální flexi dochází naopak k everzi nohy, laterální kotník je oddalován, fibula je tažena dozadu, nahoru a rotuje mediálně. Podle Vařeky a Vařekové (2003, 2009) dochází zároveň k pohybu v dolním tibiofibulárním kloubu, horním tibiofibulárním kloubu a dolním zánártním kloubu. *Trochlea tali* je vpředu asi o 5 mm širší, proto je kloub stabilnější při dorzální flexi. Při plantární flexi je možný nepatrný pohyb do stran (Čihák, 2006; Dylevský, 2007; Kapandji, 1987).

Talus je považován za vratký článek skeletu nohy, a jeho pozice musí být stabilizována rozsáhlým systémem vazivových struktur zpevňujících talokrurální kloub, jehož kloubní pouzdro je velmi slabé a volné. Vnitřní postranní vaz - *ligamentum deltoideum* tvoří čtyři části, které se vějířovitě rozbíhají. Zevní postranní vaz (*lig. collaterale laterale*) obsahuje 3 části, z nichž nejvýznamější je *lig. talofibulare anterius*, které zajišťuje předozadní stabilizaci hlezenního kloubu. Toto *ligamentum* bývá nejčastěji poraněno při úrazech hlezenního kloubu supinačním mechanismem (Valmassy, 1996).

4.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub je tvořen konkávní kloubní plochou talu a konvexní kloubní plochou calcaneu. Pro stabilitu kloubu, který má tenké kloubní pouzdro je nezbytné zajištění silnými vazy. Osa pohybu prochází lateroposteriorní částí calcaneu a směřuje dopředu nahoru a mediálně k *sinus tarzi* (Smith, Weiss & Lemhkuhl, 1996). Průběh osy je

dorzoplantární a mediolaterální. Při detailnějším popisu se názory autorů na orientaci osy subtalárního kloubu liší, kromě toho mění osa pohybu svou polohu a orientaci v závislosti na typu nohy a také v průběhu pohybu. Vařeka a Vařeková (2009) popisují jako příčinu změny orientace osy nekongruentní kloubní plochy. Aktuální osa je dána aktuálními kontaktními částmi kloubních ploch.

4.2.1 Innmanův a Mannův model „pantu“

Vařeka a Vařeková (2003) a Klenerman, Wood a Griffin (2006) popisují funkci subtalárního kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci pomocí klasického Inmanova a Mannova modelu „pantu“ (Příloha 3), který spojuje dvě ramena ležící ve dvou na sebe přibližně kolmých rovinách. Rotace jednoho ramene kolem jeho dlouhé osy má za následek rotaci druhého ramene kolem jeho vlastní dlouhé osy. V uzavřeném kinematickém řetězci tak vnitřní rotace tibie za současné vnitřní rotace (addukce) talu vyvolá pronaci (zevní rotaci) kalkaneu, zevní rotace tibie s abdukci talu pak supinaci kalkaneu. Při pohybu v subtalárním kloubu dochází především k rotaci zánoží ve frontální rovině, její rozsah je závislý na postavení osy pantu vzhledem k jeho ramenům. Při detailnějším pohledu je pohyb v subtalárním kloubu složitější. Pohyb v subtalárním kloubu se odehrává kolem tří os (Smith, Weiss & Lemhkuhl, 1996). Vzhledem k průběhu osy dochází také k dorzální a plantární flexi v sagitální rovině, abdukci a addukci v transverzální rovině.

4.3 Transverzotarzální kloub

Transverzotarzální kloub (Chopartův kloub) je tvořen kalkaneokuboidním a talonavikulárním kloubem, tvarem připomíná ležaté písmeno S. Z kineziologického hlediska je považován za funkční jednotku. Šikmý průběh osy pohybu kloubu umožňuje pohyb v rovině sagitální, trasverzální a frontální (Michaud, 1997). Dylevský (2009) a Magee (1992) uvádí, že pohyb v kloubu není při běžných situacích příliš velký, je však důležitý pro přizpůsobení nohy povrchu a pro pružnost nohy. Při omezení pohybu v talokrurálním a subtalárním kloubu se však může pohyb v Chopartově kloubu kompenzačně zvětšit.

4.3.1 Model pívotu

Pohyb v Chopartově kloubu můžeme popsat jako kombinaci pohybů kolem dvou os. Pohyb okolo podélné osy lze znázornit pomocí modelu „pívotu“ (Příloha 4). Dochází k pohybu ve frontální rovině, středonoží a předonoží supinuje a pronuje. Oproti modelu „pantu“ je horizontální segment dále rozdělen pomocí čepu na další dvě části. Rotace vertikálního ramene je následována pouze rotací zánoží, středonoží a předonoží zůstává v neměnném kontaktu s podložkou. Při zevní rotaci vertikálního ramene dochází k supinaci zánoží, středonoží a předonoží je v relativní pronaci vzhledem k podložce. Tímto mechanismem je zvýrazněna nožní klenba. Kolem šikmé osy probíhá plantární flexe se současnou addukcí nebo naopak dorzální flexe se současnou abdukací (Valmassy, 1996).

4.3.2 Funkční vztah subtalárního a transverzotarzálního kloubu

Postavení v kloubu subtalárním ovlivňuje rozsah pohybu v Chopartově kloubu. V neutrálním postavení subtalárního kloubu není poloha obou os rovnoběžná. Osy se rozbíhají, pohyb v Chopartově kloubu je omezen, kloub je relativně stabilní. Čím je rozbíhavost os větší, tím je rozsah pohybu menší a Chopartův kloub je více stabilní. Pokud je subtalární kloub v supinovaném postavení, tak je pohyb v Chopartově kloubu nejvíce omezen, noha je rigidní a slouží jako páka při odrazu. Je zřejmé, že při pronaci v subtalárním kloubu bude poloha obou os rovnoběžná, v Chopartově kloubu bude možný maximální rozsah pohybu, ale malá stabilita (Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Jednotlivé osy subtalárního a transverzotarzálního kloubu lze nahradit tzv. Henkeho osou, kolem které je možný pohyb do supinace a pronace. Tato osa prochází zevní stranou zadního okraje patní kosti skrz collum tali a dále nad os naviculare. Průběh osy je zdola zezadu nahoru a mediálně dopředu. Henkeho osa spolu s osou talokrurálního kloubu vytváří heterokinetický univerzální kloub (Kapandji, 1987).

4.4 Klouby předního tarzu a tarzometatarzální kloub

Kuneonavikulární kloub umožňuje pouze malý pohyb okolo dlouhé osy nohy, který má vztah k mediálnímu oblouku nožní klenby. Malé vertikální pohyby interkuneiformních kloubů mění zakřivení příčného oblouku nožní klenby. Podle Magee (1992) jsou ve všech

kloubech předního tarzu (kuneonavikulární, kuboideonavikulární a interkuneiformní) možné nepatrné klouzavé pohyby a rotace.

Tarzometatarzální kloub (Lisfrankův kloub) tvoří tři kloubní jednotky. První kloub tvoří os cuneiforme mediale a báze prvního metatarzu. Druhý tvoří os cuneiforme intermedium a laterale, které artikulují s bázemi druhého a třetího metatarzu. Třetí pak tvoří os cuboideum s bázemi čtvrtého a pátého metatarzu. Kloubní štěrbina je klikatá s krátkými a tuhými kloubními pouzdry. Pohyblivost Lisfrankova kloubu je pouze malého rozsahu, jedná se o vzájemné drobné posuny artikulujících kostí. První tarzometatarzální kloub má vlastní synoviální dutinu, zároveň není spojen krátkými a tuhými vazy, což umožňuje větší pohyblivost. V kloubu je možná plantární flexe, dorzální flexe, everze a inverze. Pohyb do abdukce a addukce je klinicky bezvýznamný, protože osa pohybu leží blízko transverzální roviny (Michaud, 1997). Vařeka a Vařeková (2009) uvádí, že pohyb prvního metatarzu je spojením plantární flexe a addukce, vzhledem k dlouhé ose nohy. Rozsah pohybu činí 15°. Při pohybu pátého metatarzu dochází rovněž k plantární flexi a addukci (vzhledem k dlouhé ose nohy). Tyto pohyby způsobí zvýraznění zakřivení předního příčného oblouku nohy. Dylevký (2009) uvádí, že Lisfrankův kloub nemá větší funkční význam.

4.5 Metatarzofalangeální kloub palce

Základním pohybem tohoto kloubu je plantární a dorzální flexe, dále je možný pohyb do rotace. Během odrazové fáze krokového cyklu je nezbytný pohyb do dorzální flexe, pohyb probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci. Při tomto pohybu se v návaznosti na sobě odehrávají tři typy pohybů. Dochází k valivému pohybu hlavice prvního metatarzu vzhledem k proximálnímu článku. Současně dochází ke smykovému pohybu hlavice prvního metatarzu směrem dolů. Tento pohyb je spojen s plantární flexí prvního prstku. Závěrem dochází ke kompresnímu pohybu, kdy je hlavice tlačena směrem do kloubu (Příloha 5) (Wernick & Volpe, 1996).

4.6 Klenba nohy

Na noze rozeznáváme příčnou a podélnou klenbu. Mediální část podélné klenby tvoří proximomediální prstsek, který je tvořen talem, os naviculare, ossa cuneiformia a třemi

mediálními metatarzy. Laterální část podélné klenby tvoří distolaterální paprsek, skládá se z kalkaneu, os cuboideum a dvou laterálních metatarzů. Oba paprsky jsou proximálně blízko sebe a distálně se vějířovitě rozbíhají. V proximální části došlo k zastavení vývojové pronace. V distální části se oba paprsky dostávají vedle sebe jako výsledek úplného pronatorního zkrutu (Dungl, 1989; Dylevský, 2009).

Vnitřní, zevní i příčný oblouk se sbíhají do tří pilířů (opěrných bodů): hrbol patní kosti, hlavička prvního metatarzu a hlavička pátého metatarzu. Noha se tedy neopírá celou plochou o podložku (Doubková & Linc, 2006). Tento tradiční statický popis je v dnešní době již překonán. Vhodnější je přirovnání nožní klenby ke střeše či štaflím. Tento model lépe poukazuje na schopnost odolávat dynamickým změnám při chůzi (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při zatížení se mění vzájemné postavení jednotlivých segmentů nohy. Dochází k oploštění mediálního i laterálního oblouku podélné klenby. Přední oblouk se také oploští a zároveň rozšíří. Zánoží se pronuje, předonoží se oproti svému původnímu postavení také pronuje, ale méně než zánoží, proto je předonoží oproti zánoží v relativní supinaci. Tímto dochází k torzi v transversotarzálním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Klenba nohy je důležitá pro ochranu měkkých tkání plosky nohy a pro pružné našlapování. Udržení podélné a příčné klenby závisí na tvaru kostí a jejich spojení, pružnosti vazů a pružném napětí svalů, jejichž činnost je řízena centrálním nervovým systémem (Dylevský, 2007; Maršáková & Jelen, 2007; Tichý, 2000).

Při normálním zatížení nejsou aktivovány svaly klenby, ty mají hlavní význam v průběhu jejího vývoje. Elektromyografické studie potvrzují, že k aktivaci těchto svalů dochází při zvýšeném zatížení, k tomuto zatížení však při chůzi nedochází. Zkušenosti však ukazují, že bez aktivního svalového zajištění se obě klenby bortí (Dylevský, Kubálková & Navrátil, 2001; Maršáková & Jelen, 2007). Smith, Weiss a Lehmkuhl (1996) poukazují na význam svalové aktivity při poruše funkce kostí či vazů, která postupem času vede k přetížení vazů a hypermobilitě kloubů. Začnou se zapojovat svaly, jejichž zvýšená aktivita má tuto situaci zachránit. Význam svalové aktivity pro udržení klenby není zanedbatelný ani při neporušených kostních a vazivových strukturách. Jako příklad může posloužit vznik ploché nohy při periferní paréze.

Hlavní ligamenta dle Watkins (2006), která udržují nožní klenbu, jsou: lig. plantare longum, lig. calcaneocuboideum plantare, lig. calcaneonaviculare plantare, lig. talocalcaneare, lig. deltoideum a plantární aponeuróza.

Dle Magee (1992) se na udržování mediálního oblouku podélné klenby nohy podílí m. tibialis anterior, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. abduktor hallucis, m. flexor digitorum brevis, plantární aponeuróza a lig. calcaneonaviculare. Plantární aponeuróza hraje důležitou roli při odrazu palce během chůzového cyklu. Pomáhá přenosu síly Achillovy šlachy přes hlavičky metatarsů k prstům. Kapandji (1987) zmiňuje dále jako sval akcentující mediální oblouk klenby m. fibularis longus. Naopak uvádí, že musculus tibialis anterior redukuje zakřivení mediálního oblouku, nikoliv akcentuje, protože se upíná z konvexní strany oblouku.

Laterální oblouk podélné klenby nohy je dle Magee (1992) udržován m. peroneus longus, m. peroneus brevis, m. peroneus tertius, m. abduktor digiti minimi, m. flexor digitorum brevis, plantární aponeurózou a lig. plantare longum. M. peroneus tertius je podle Kapandjiho (1987) svaelem redukujícím laterální oblouk podélné klenby spolu s m. extenzor digitorum longus a m. triceps surae.

Pro udržení postavení příčné klenby nohy je důležitý m. tibialis posterior, m. tibialis anterior, m. peroneus longus a plantární aponeuróza (Magee, 1992). Kapandji (1987) uvádí tři hlavní svaly, podílející se na udržení příčné klenby nohy: m. adductor hallucis, m. peroneus longus a m. tibialis posterior.

4.7 Tibiofibulární kloub

Podle Kapandjiho (1987) se při dorzální flexi vidlice distálního tibiofibulárního kloubu rozšiřuje přibližně o 5 mm, což je dáno tvarem trochlea tali. Při dorzální flexi je fibula tlačena lehce nahoru. Při plantární flexi dochází naopak k přiblížení tibie a fibuly kontrakcí m. tibialis posterior, fibula je tažena lehce dolů. V průběhu plantární flexe v hlezenním kloubu dochází k axiální rotaci fibuly směrem mediálním přibližně o 30° a je napínáno lig. tibiofibulare posterius. Syndesmosa distálního tibiofibulárního kloubu při plantární flexi relaxuje (při dorzální flexi je naopak protažena). Pohyby proximálního tibiofibulárního kloubu sledují pohyby zevního kotníku. Při dorzální flexi v hlezenním kloubu se zevní a vnitřní kotník oddalují, kloubní štěrbina proximálního tibiofibulárního kloubu se rozšiřuje v dolní a zadní části. Při plantární flexi v hlezenním kloubu se štěrbina

proximálního tibiofibulárního kloubu rozšiřuje ve své horní a přední části (Kapandji, 1987).

4.8 Kolenní kloub

Jedná se o složený kloub, stýkají se v něm femur, tibia a patella. Hlavice je tvořena dvěma kondylami stehenní kosti, které se liší velikostí, postavením i zakřivením. Laterální kondyl je menší, stojí téměř sagitálně a vyčnívá více dopředu. Mediální kondyl je větší, užší a k laterálnímu kondylu se svým předním okrajem zakřiveně přibližuje. Dlouhé předozadní osy kondylů tedy nejsou rovnoběžné. Standring (2008) uvádí, že kondylky femuru jsou konvexní, jejich zakřivení ale není pravidelné. Díky tomu nemají kondylky femuru jen jednu osu otáčení, ale střed otáčení se v průběhu pohybu mění. Dle Kapandjiho (1987) je mediální kondyl femuru ve frontální rovině konkávní a laterální kondyl femuru konvexní. Stabilita při kontaktu s mírně konvexním povrchem tibiálního plató je umožněna bikonkávním tvarem mediálního kondylu femuru v sagitální a frontální rovině. Stabilita laterálního kondylu femuru závisí především na integritě předního zkříženého vazy.

Kondylky stehenní kosti jsou více zakřiveny než kloubní plochy na kosti holenní. Obě kloubní plochy tibia jsou vzhledem k ose kosti skloněny do retroverze (o 10° dorzálně). K vyrovnání zakřivení kloubních ploch jsou mezi tibií a femur vloženy dvě chrupavčité destičky, menisky. Jsou důležité pro distribuci tlakových sil, zároveň se podílejí na stabilitě kolenního kloubu. Menisky mají poloměsíčitý tvar a jsou připojeny k tibií. Mediální meniskus je větší, jeho rohy se upínají na přední a zadní interkondylární plochu, ve střední části je pevně srostlý s vnitřním postranním vazem, proto je také méně pohyblivý. Mediální meniskus nepokrývá celou plochu kondylu tibia, ve středu ponechává prohloubenou oválnou plošku. Do předního rohu se upíná několik vláken předního zkříženého vazy, zadní okraj je spojen s vlákny šlachy m. semimembranosus (Kapandji, 1987). Laterální meniskus má téměř kruhový tvar, je více pohyblivý a pokrývá téměř celou plochu zevního kondylu tibia. Kapandji (1987) uvádí, že do zadního rohu laterálního menisku se upínají vlákna zadního zkříženého vazy. Na zadní straně se pak upíná šlacha m. popliteus (Dylevský, 2009; Standring et al., 2008).

Kloubní pouzdro je velmi silné a je zpevněno postranními vazy. Postranní vazy se napínají při extenzi v kolenu a jsou uvolněny při flexi. Postranní vazy jsou zodpovědné za laterolaterální stabilitu extendovaného kolenního kloubu. Uvnitř kolenního kloubu se

nachází přední a zadní zkřížený vaz, tyto vazy jsou považovány za nejmohutnější stabilizátory kolenního kloubu (Drake, Vogel & Mitchel, 2005). Přední zkřížený vaz leží laterálně od zadního. Přední zkřížený vaz se skládá ze tří částí, zadní zkřížený vaz se skládá ze dvou částí. Všechny části nemají stejný průběh ani stejnou délku, při pohybu se napínají postupně (Wells, 1971). Kapandji (1987) uvádí, že se při pohybu v kolenním kloubu mění vzájemné postavení těchto vazů. Při extenzi má přední zkřížený vaz více vertikální průběh než zadní zkřížený vaz, při flexi se mění poloha předního zkříženého vazy jen minimálně, ale dochází k většímu vertikálnímu postavení zadního zkříženého vazy. Zkřížené vazy umožňují kondylům femuru klouzat po tibiálním plató při flexi kolenního kloubu, táhnou kondyly femuru zpět (na posunu ventrálně se podílí hlavně přední zkřížený vaz). Při flexi je nezbytný posuvný pohyb, jinak se celý femur posune dorzálně a může dojít k poškození zadního cípu mediálního menisku. Zadní zkřížený vaz se uplatňuje naopak při extenzi, kdy táhne kondyly femuru dorzálně. Při vnitřní rotaci bérce dochází ke vzájemnému navíjení zkřížených vazů. Při vnitřní rotaci bérce se napíná přední zkřížený vaz, při zevní rotaci mají zkřížené vazy téměř paralelní průběh, napíná se zadní zkřížený vaz, přední zkřížený vaz relaxuje.

4.8.1 Pohyby v kolenním kloubu

Protřednictvím kolenního kloubu se přizpůsobuje délka dolních končetin potřebám lokomoce. Tento kloub umožňuje stabilitu a zároveň mobilitu. Podle Kapandjeho (1987) je v kolenním kloubu možný pohyb do flexe a extenze, vnitřní a zevní rotace a abdukce a addukce. Mechanická osa dolní končetiny vzniká spojením středů kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu, tyto tři body tvoří jednu přímku. Tato osa je totožná s dlouhou osou tibie, je odkloněna od vertikály přibližně o 3° laterálním směrem, od osy femuru je odkloněna přibližně o 6° mediálním směrem. Dlouhá osa femuru s dlouhou osou tibie svírají úhel 170°-175° ve frontální rovině. Toto tvrzení vysvětluje přirozené valgózní postavení kolenního kloubu.

Véle (2006) uvádí aktivní rozsah pohybu do flexe 120°, extenze dosahuje maximálních hodnot 10° - 15°. Rozsahy pohybů do rotací se liší dle různých autorů. Véle (2006) uvádí rozsah pohybu do zevní rotace mezi 15° až 30°, vnitřní rotace maximálně 40°. Čihák (2006) uvádí rozsah pohybu do zevní rotace 30° - 50°, do vnitřní rotace 5° - 10°. Kapandji (1987) uvádí jiné hodnoty, zevní rotace až 40° a vnitřní rotace 30°.

Standring (2008) a Kapandji (1987) uvádí, že rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu závisí na postavení kyčelního kloubu. Pokud je kyčelní kloub extendován, je možná flexe v kolenním kloubu pouze asi 120°. Při flektovaném kyčelním kloubu dosahuje flexe v kloubu kolenním přibližně 140°, pasivně lze však dotáhnout až na 160°. Při plné flexi v kolenním kloubu neleží bérec rovnoběžně s femurem, ale směřuje mírně mediálně. Paty jsou v kontaktu s hýžděmi v oblasti sedacích hrbolů.

Při flexi v kolenním kloubu nedochází k pohybu pouze kolem jedné osy, ale díky tvaru kloubních ploch dochází ke kombinaci pohybů, které jsou kontrolovány zkříženými vazy. Flexe kolenního kloubu je popisována jako kombinace valivého a posuvného pohybu kondylů femuru po tibiálních plató (Wells, 1971). K nevelkému rotačnímu pohybu dochází při flexi v kolenním kloubu především do 30°. V prvních 5° flexe se odemyká kolenní kloub, tibiie rotuje dovnitř, mediální kondyl se posouvá, laterální se otáčí. Dojde k uvolnění postranních vazů a předního zkříženého vazy. Následuje valivý pohyb v meniskofemorálních kloubech přibližně do 20° flexe v kolenním kloubu. Mediální kondyl femuru se valí v prvních 10° - 15° flexe, laterální kondyl v prvních 20° flexe. Počáteční valivý pohyb 15° - 20° odpovídá normálnímu rozsahu pohybu kolenního kloubu do flexe a extenze při chůzovém cyklu. Flexi dokončuje posuvný pohyb v meniskotibiálních kloubech. Jelikož menisky následují pohyb kondylů femuru, dochází ke zmenšení plochy kontaktu, menisky jsou deformovány a překrývají zadní část tibiálního plató. Laterální meniskus se posouvá přibližně o 12 mm, mediální meniskus o 6 mm. Dorzální posun laterálního menisku je způsoben kontrakcí m. popliteus, dorzální posun mediálního menisku je způsoben tahem m. semimembranosus za jeho zadní roh a předním zkříženým vazem za jeho přední roh. Při extenzi kolenního kloubu pak probíhá pohyb opačně. Nejprve dochází k posuvnému pohybu směrem ventrálním, poté k valivému pohybu směrem ventrálním a nakonec k zevní rotaci tibiie a uzamčení kolenního kloubu (Kapandji, 1987; Standring, 2008).

Jak již bylo zmíněno, menisky sledují pohyb kondylů femuru, což platí i při rotačních pohybech v kolenním kloubu. Při zevní rotaci kolenního kloubu se vnitřní kondyl tibiie posouvá vpřed a laterálně, zevní kondyl tibiie pak vzad a mediálně. Při vnitřní rotaci se vnitřní kondyl tibiie posouvá vzad a mediálně, zevní vpřed a laterálně. Dle Dylevského (1994) jsou rotační pohyby v kolenním kloubu možné pouze za současné flexe, kdy je kolenní kloub odemčený. Největší možný pohyb do rotace je dle Kapandjiho (1987) možný ve flexi mezi 45° - 90°. Rotaci dále ovlivňuje uspořádání vazivového aparátu.

Z klasického Inmanova a Mannova modelu „pantu“ subtalárního kloubu vyplývá mechanismus, kdy je flexe kolenního kloubu spojena s vnitřní rotací bérce, addukcí talu a pronací zánoží v uzavřeném kinematickém řetězci. Tento poznatek potvrdil v roce 2004 i Vařeka, který zkoumal posun COP (centre of pressure - působiště reakční síly podložky) při flexi v kolenním kloubu ve stoji na jedné dolní končetině s maximálním zatížením paty. Výzkumu se zúčastnilo 43 probandů. Posun COP byl zaznamenán většinou mediálním směrem, což lze dle Vařeky považovat za důsledek pronace zánoží.

4.9 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je omezený kulový kloub, který spojuje volnou dolní končetinu s pánevní kostí. V kyčelním kloubu dochází k pohybu dolní končetiny vůči pánvi a trupu, zároveň zajišťuje optimální přenos sil z trupu na dolní končetiny. Hlavici kloubu tvoří caput femoris, jamku acetabulum na pánevní kosti. Hlavice femuru odpovídá svým rozsahem přibližně 2/3 koule a má kraniokaudálně zploštělý tvar. Acetabulum je tvořeno všemi třemi pánevními kostmi, je skloněno zevně dolů a dopředu, s horizontální rovinou svírá úhel 40° - 45° , s frontální 35° . Hluboká jamka je dále prohloubena vaziovým prstencem (labrum acetabulare). Vkluslé dno jamky vyplňuje tukový polštář (pulvinar acetabuli), jehož funkcí je absorbovat nárazy (Dylevský, 2009).

Krček femuru svírá s diafýzou femuru úhel přibližně 125° . Tento úhel se nazývá kolodiafyzární úhel nebo-li inklinací úhel. Osa krčku běží superiorně, mediálně a anteriorně. Krček femuru je pootočen o 10° - 30° dopředu od roviny frontální, která je dána postavením kondylů femuru. Tento úhel je označován jako torzní úhel nebo-li anteverzní úhel (Bartoníček & Heřt, 2004).

Acetabulum je skloněno laterálně, inferiorně a anteriorně. Osa acetabula svírá s horizontální rovinou úhel 30° - 40° , horní část acetabula přesahuje z laterální strany hlavici femuru. Osa kostěné části acetabula svírá s vertikální rovinou úhel 30° (Wibergův úhel). Fyziologická pozice pro kyčelní kloub je pak přibližně 90° flexe, mírná abdukce a zevní rotace. Tato poloha odpovídá pozici na čtyřech (Kapandji, 1987).

Kyčelní kloub je jedním z nejvíce namáhaných a zatěžovaných kloubů dolní končetiny. Stabilitu kyčelního kloubu zajišťuje tvar hlavice a kloubní jamky, gravitační síla, atmosférický tlak, vazy a periartikulární svaly. Gravitační síla napomáhá stabilitě kyčelního kloubu ve vzpřímené pozici. Hlavice femuru je tlačena proti acetabulu silou,

kteřá je rovna síle, kterou působí váha těla. Důležitou roli při udržování spojení artikulačních ploch hraje atmosférický tlak. I po odstranění veškeré tkáně kolem kloubu je téměř nemožné oddělit hlavici z jamky, pokud je mezi nimi vytvořen podtlak. V neposlední řadě právě vazy a periartikulární svaly hrají zásadní roli při udržování strukturální integrity kloubu. Anteriorně jsou silnější vazy, ale nachází se zde méně svalů. Posteriořně jsou silnější svaly, ale je zde méně vazů. Funkce vazů a svalů je tedy recipročně vyrovnána. Kloubní pouzdro zesilují vazy lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale. Funkce ligament se liší podle pohybu v kyčelním kloubu. Ve vzpřímené pozici a extenzi kyčelního kloubu jsou všechna ligamenta napjata, protože jsou navinuta na krček femuru. Nejvíce napjatá je dolní část lig. iliofemorale, které dále zabraňuje extenzi trupu. Při flexi kyčelního kloubu jsou všechna ligamenta povolena, jedná se o nestabilní pozici. Lig. pubofemorale omezuje abdukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu. Naopak lig. ischiofemorale omezuje addukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu. Při zevní rotaci se všechna anteriorní ligamenta kyčelního kloubu napínají, zejména iliotrochanterická porce a lig. pubofemorale, které běží horizontálně. Lig. ischiofemorale je ochablé. Při vnitřní rotaci všechna anteriorní ligamenta ochabují a lig. ischiofemorale se napíná. Při addukci se iliotrochanterická porce napíná, lig. pubofemorale se povoluje a inferiorní porce se napíná pouze lehce. Při abdukci je značně napnuto lig. pubofemorale, iliotrochanterická porce v menší míře a inferiorní porce je uvolněna. Lig. ischiofemorale je napnuto během addukce a během abdukce se tenze zvyšuje (Kapandji, 1987; Tyldesley & Grieve, 1996).

Na stabilitě kyčelního kloubu se dále podílejí pelvitrochanterické svaly, které jdou rovnoběžně s osou krčku femuru a zajišťují tak kontakt hlavice femuru a acetabula. Mezi tyto svaly patří: m. piriformis, m. obturatorius externus, m. gluteus minimus a m. gluteus medius. Svaly jdoucí longitudinálně mají sklon k dislokaci kyčelního kloubu. Mezi tyto svaly se řadí adduktory kyčelního kloubu (Kapandji, 1987).

4.9.1 Rozsah pohybu v kyčelním kloubu

Kulovitý tvar hlavice umožňuje velké rozsahy pohybu, ale hluboká jamka omezuje abdukci a addukci. Pohyb se v kyčelním kloubu odehrává kolem tří os. Základní pohyby v kyčelním kloubu v sagitální rovině jsou flexe a extenze. Flexe je možná 90° při extendovaném kolenu, při flektovaném kolenu pak uvádí Véle (2006) rozsah flexe 150°

i více. Kapandji (1987) uvádí rozsah aktivní flexe v kyčelním kloubu s flektovaným kolenním kloubem 120° , pasivní až 145° . Flexe kyčelního kloubu je spojena s posteriorním klopením pánve a oploštěním bederní lordózy. Rozsah extenze je dle Véleho (2006) maximálně $25^\circ - 30^\circ$. Kapandji (1987) dále specifikuje maxima při extenzi v kyčelním kloubu. Při extendovaném kolenním kloubu dosahuje aktivní extenze 20° , při flektovaném kolenním kloubu dosahuje aktivní extenze 10° , pasivní extenze je možná v rozsahu $20^\circ - 30^\circ$. Extenze je spojena s anteriorním klopením pánve a zvýrazněním bederní lordózy. Ve frontální rovině se odehrává abdukce a addukce kyčelního kloubu. Rozsah pohybu do abdukce dosahuje přibližně 45° . Maximum rozsahu mezi oběma dolními končetinami je 90° . Abdukce je omezena kontaktem krčku femuru o okraj acetabula, většinou je však pohyb dříve omezen napětím adduktorů, lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. V transverzální rovině se jedná o zevní a vnitřní rotaci kyčelního kloubu. Vnitřní rotace je možná přibližně do $35^\circ - 40^\circ$, rozsah zevní rotace je mezi $40^\circ - 50^\circ$. Rozsah rotace závisí na velikosti úhlu antevertze krčku femuru (Véle, 2006).

4.10 Pánev

Pánev se skládá z kosti kyčelní (os ilium), kosti sedací (os ischii) a kosti stydké (os pubis). V acetabulu se tyto tři kosti spojují. V oblasti pánve dochází k přenosu sil vertikalizovaného trupu na pohybující se dolní končetiny při chůzi. Podle Dylevského (2009) slouží pánev jako mezičlánek mezi dolními končetinami a páteří. Dále jako inzerční plocha, od které začíná nebo se na ni upíná řada svalů. V neposlední řadě představuje pánev protektivní a podpůrný systém pro vnitřní orgány.

4.10.1 Pohyby pánve

Ve stoji se pánev nachází v mírné antevertzi, je nakloněna přední částí dolů, křížová kost je vysunuta šikmo dopředu. Vchod malé pánve svírá s vodorovnou rovinou úhel 60° , tento úhel je označován jako pánevní sklon (inclinatio pelvis) a lze jej vyšetřit z rentgenového snímku. Změna pánevního sklonu se projevuje změnou bederní lordózy, při zvětšení pánevního sklonu se prohlubuje bederní lordóza. Na antevertzi pánve (zvětšení pánevního sklonu) se účastní m. iliopsoas, m. adduktor longus et brevis a m. rectus femoris. Při retrovertzi se pánev klopí dorzálně a zmenšuje se pánevní sklon díky aktivitě

m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus et semimembranosus, m. gluteus maximus a m. gluteus medius. Sklon kyčle (inclinatio coxae) lze měřit přímo, je to úhel mezi spojnicí obou zadních horních spin s horním okrajem symfýzy a horizontální rovinou. Velikost tohoto úhlu je přibližně 40°. V oblasti promontoria se v místě jediného meziobratlového prostoru mění zakřivení z kyfózy křížové kosti v bederní lordózu. Díky tomuto postavení se těžiště těla posouvá nad kyčelní klouby (Dylevský, 2009).

Kromě pohybu v sagitální rovině je možný pohyb pánve v rovině frontální a transverzální. Ve frontální rovině dochází k zešíkmení pánve, na jedné straně je postavení spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior a hřeben kosti kyčelní výš. Na druhé straně dochází k poklesu. Na zešíkmení pánve se účastní m. gluteus medius, mm. adductores a m. quadratus lumborum. Vliv může mít nestejná délka končetin, tvar nožní klenby, strukturální asymetrie pánve nebo bederní páteře či funkční porucha v oblasti hlavových kloubů. V transverzální rovině dochází během chůze k rotaci pánve kolem vertikální osy. Rotace pánve je výsledkem funkce svalstva dolních končetin, pletence pánevního a hrudního (Kapandji, 1987; Véle, 2006).

4.10.2 Sacroiliacální skloubení

Pánevní pletenec spojují dva sacroiliacální klouby (SI kloub), chrupavčité spojení symphysis pubica a několik silných vazů, jednotlivé vazy pro jejich četnost neuvádím. SI kloub se nachází mezi os sacrum a os ilium. Povrch kloubních ploch je nerovný, plocha kloubu je zakřivená konkávním směrem nahoru a dozadu. Kloubní pouzro je krátké a silné, zpevněno silnými vazy: ligg. sacroiliaca ventralia, ligg. sacroiliaca dorsalia a ligg. sacroiliaca interosea. Pohyby v SI kloubu jsou malého rozsahu, ale jsou nezbytné pro chůzi, jsou označovány jako nutace a kontranutace. Nutace označuje kývavý pohyb kolem osy ve výši druhého a třetího křížového obratle. Při nutaci dochází k rotaci křížové kosti okolo nejkraniálnější sakroiliacálních vazů, promontorium se přesouvá dolů a dopředu, hrot křížové kosti a kostrč jdou dozadu, lopaty pánevní kosti se přibližují a hrboly sedacích kostí se oddalují. Tento pohyb je bržděn lig. sacrospinale, lig. sacrotuberale a ligg. sacroiliaca ventralia. Při kontranutaci dochází k opačnému pohybu, promontorium se přesouvá nahoru a dozadu, hrot křížové kosti a kostrč jdou dolů a dopředu, lopaty pánevní kosti se oddalují a hrboly sedacích kostí se přibližují. Tento pohyb je bržděn ligg. sacroiliaca dorsalia (Kapandji, 1987).

5 Chůze

5.1 Definice chůzového cyklu

Chůze představuje nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Chůzi je možné definovat jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kde je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou (Rose & Gamble, 2006). Chůzi můžeme také popsat jako pád následovaný reflexem, který posune dolní končetinu dopředu, aby byla udržena rovnováha (Trew & Everett, 1997). Chůze se skládá z neustálého opakování kroků v chůzovém cyklu. Jeden chůzový cyklus začíná úderem paty a končí opětným úderem stejnostranné paty (Trew, 1997; Kirtley, 2006). Dle Dungla (2005) začíná noha každý krok jako flexibilní struktura a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující bilanci těla.

Během chůze dochází ke koordinovanému pohybu celého pohybového systému v určitém časovém timingu. Tento složitý pohyb umožňuje přizpůsobení tvaru i vlastnostem terénu. Učením a spojením adaptačních mechanismů na vlivy zevního a vnitřního prostředí vznikají individuální detaily chůze mezi jedinci. Véle (2006) pokazuje na fakt, že charakter pohybů těla při chůzi je natolik individuálně odlišný, že lze chodce podle jeho chůze identifikovat.

5.2 Charakteristiky bipedální lokomoce

Délka kroku (step length) je charakterizována jako vzdálenost mezi kontaktem paty jedné dolní končetiny a kontaktem paty druhé. Délka dvojkroku (stride length) představuje vzdálenost mezi dvěma údery paty téže dolní končetiny (Příloha 6). Délka kroku a dvojkroku závisí na několika faktorech, např. na délce dolních končetin, stáří osoby a rychlosti chůze. Krátká délka končetin, rostoucí věk a klesající rychlost chůze tyto parametry zkracuje (Kirtley, 2006; Trew & Everett, 1997).

Úhel chodidla (foot angle) popisuje míru vytočení nohy zevně nebo vtočení dovnitř. V případě vtočení nohy dovnitř je úhel negativní, při vytočení nohy zevně naopak pozitivní. Většina populace chodí s pozitivním úhlem chodidla až do 30°. Tento úhel závisí především na velikosti rotace v kyčelním kloubu, v menší míře na rotaci mezi tibíí a femurem (Trew & Everett, 1997).

Trew (1997) dále popisuje šířku kroku nebo dvojkroku (step or stride width), což je vzdálenost mezi dvěma chodidly a měří se obvykle od středů pat. Valmassy (1996) místo šířky kroku používá termín „báze chůze“ (base of gait). Tato vzdálenost je individuální, ale v průměru se pohybuje okolo 7 cm. Zajímavé je, že při pomalé chůzi se má šířka kroku tendenci zvětšovat, zatímco u rychlé chůze se obvykle zmenšuje.

Rychlost chůze můžeme vypočítat podílem dráhy a času ($v = s / t$). Každý má svou přirozenou rychlost chůze, která je neustále přizpůsobována vnějším podmínkám (Kirtley, 2006).

Počet kroků za minutu se nazývá kadence neboli rytmus. Kadence závisí na délce dolních končetin. Delší dolní končetiny se zpravidla vyznačují menší kadencí, kratší naopak větší. Ženy mají v průměru kratší dolní končetiny než muži, proto mají tendenci k větší kadenci. U malých dětí je kadence ještě rychlejší než u žen, s dospíváním klesá (Kirtley, 2006).

5.3 Rozdělení chůzového cyklu

Chůzový cyklus se dělí na dvě fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je doba, po kterou je noha v kontaktu s podložkou, tato fáze zajišťuje stabilitu chůze a je nezbytná pro správnou fázi švihovou. Stojná fáze tvoří 62 % chůzového cyklu. Zbývajících 38 % chůzového cyklu tvoří švihová fáze, zahájena odlepením nohy od podložky. Během této fáze se švihová končetina přesouvá před stojnou, takže dochází k pohybu vpřed (Rose & Gamble 2006; Trew & Everett, 1997).

V okamžiku, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou, mluvíme o fázi dvojí opory (double support). Pokud trvá stojná fáze přibližně 60 % chůzového cyklu na každé dolní končetině, pak fáze dvojí opory zaujímá přibližně 20 % (Kirtley, 2006). Čím je chůze rychlejší, tím je doba dvojí opory kratší. Jakmile zaujímá 0% chůzového cyklu, jedná se o běh.

Stojná a švihová fáze se dále dělí na jednotlivé subfáze. Názvy těchto subfází se u různých autorů liší, ale časově jsou ekvivalentní.

Véle (2006) rozlišuje tyto hlavní fáze:

1. švihová fáze - noha není v kontaktu s podložkou,

2. opěrná fáze - noha je v kontaktu s podložkou,
3. fáze dvojí opory - odvíjení špičky stojné nohy a kontakt paty švihové nohy (obě nohy jsou v kontaktu s podložkou).

Sutherland, Olshen, Biden a Wyatt (1988) dělí chůzový cyklus na stojnou fázi (stance phase) a švihovou fázi (swing phase), které dále dělí:

Stojná fáze:

1. počáteční dvojoporová fáze (initial double support),
2. jednooporová fáze (single limb stance),
3. druhá dvojoporová fáze (second double support).

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing),
2. mezišvih (mid-swing),
3. konečný švih (terminal swing).

Vaughan (1992) uvádí následující dělení:

Stojná fáze:

1. úder paty (heel strike),
2. kontakt nohy (foot flat),
3. mezistoj (midstance),
4. odval paty (heel-off),
5. odraz palce (toe-off).

Švihová fáze:

1. zrychlení (acceleration),
2. mezišvih (midswing),
3. zpomalení (deceleration).

Podobné dělení chůzového cyklu uvádí Trew (1997):

Stojná fáze:

1. úder paty (heel strike),
2. kontakt nohy (foot flat),
3. mezistoj (midstance),
4. odraz (push off).

Švihová fáze:

1. zrychlení (acceleration),
2. mezišvih (midswing),
3. zpomalení (deceleration).

Kirtley (2006) popisuje tři klíčové události, které odpovídají třem „zhoupnutím kotníku“ (ankle rockers) během chůze:

1. zatížení (loading),
2. opora/přenos zatížení (support/progression),
3. propulze/švih (propulsion/swing).

V dostupné literatuře se nejčastěji objevuje toto dělení (Bronstein, Brandt & Woollacott, 1996; Perry, 1992, 2006; Whittle, 1996) (Příloha 7):

Stojná fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact) - 0 %,
2. stádium zatěžování (loading response) - 0 - 10 % (0-12 %),
3. mezistoj (mid-stance) - 10 - 30 % (13 - 30 %),
4. konečný stoj (terminal stance) - 30 - 50 % (31 - 49 %),
5. předšvihová fáze (pre-swing) - 50 - 60 % (50 - 62 %).

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing) - 60 - 73 % (63 - 74 %),
2. mezišvih (mid-swing) - 73 - 87 % (75 - 87 %),
3. konečný švih (terminal swing) - 88 - 100 %.

5.4 Fáze chůzového cyklu

5.4.1 Počáteční kontakt (initial contact)

Počáteční kontakt zahajuje stojnou fázi, dolní končetina se dostává do kontaktu s podložkou. Druhostranná končetina je také v kontaktu s podložkou, čímž vzniká pozice dvojí opory. Protože se těžiště nachází nejnižší, je tato fáze nejvíce stabilní. Kyčelní kloub je přibližně v 30° flexi. Začínají se kontrahovat m. gluteus maximus a m. ischiocrurales, které zahajují extenzi kyčelního kloubu. Extenze je dokončena ve chvíli počátečního kontaktu druhostranné končetiny. Kolenní kloub je téměř v plné extenzi, ale v okamžiku počátečního kontaktu se začíná flektovat. M. ischiocrurales zabraňují excentrickou kontrakcí hyperextenzi v kolenním kloubu (Whittle, 1996).

Hlezenní kloub je v neutrálním postavení (90°) díky aktivitě m. tibialis anterior, který zároveň kontroluje pohyb do pasivní plantární flexe, k níž dochází po počátečním kontaktu. Pasivní plantární flexi brzdí také m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. V subtalárním kloubu dochází k pronaci, v transverzotarzálním kloubu probíhá relativní supinace. Vzhledem k podložce však předonoží pronuje (Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

5.4.2 Zatěžování (loading response)

V této fázi se hmotnost přenáší na stojnou končetinu a pánev se rotuje k této končetině. Během fáze zatěžování se začíná kyčelní kloub extendovat díky koncentrické kontrakci m. gluteus maximus a m. ischiocrurales. Kolenní kloub se téměř z plné extenze flektuje do 15°, tento pohyb je doprovázen excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, která brzdí flexi a absorbuje náraz (Perry, 1992; Whittle 1996).

V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi. Díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior se noha pomalu dostává do kontaktu s podložkou. Pronace v subtalárním kloubu vyvolá pantovým mechanismem addukci talu a vnitřní rotaci bérce. Společná flexe kolena, plantární flexe v hlezenním kloubu a pronace zánoží hraje významnou roli pro tlumení nárazů při došlapu (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

5.4.3 Mezistoj (mid-stance)

Během této fáze přechází druhostranná končetina do fáze švihové. Těžiště celého těla se nachází nejvýše, tato fáze je tedy nejméně stabilní. Kyčelní kloub je dále extendován. Extenzory kyčelního kloubu přestávají být aktivní a konečné extenze je dosaženo setrvačností a gravitací. V této fázi je důležitá činnost m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Tyto abduktory kyčelního kloubu stabilizují pánev a minimalizují její kontralaterální pokles. Během mezistoje dochází k flexi kolenního kloubu, následně se však začne extendovat díky kontrakci musculus quadriceps femoris. Tato extenze je doprovázena zevní rotací bérce a abdukci talu (Rose & Gamble, 2006 ; Trew & Everett, 1997; Whittle, 1996)

V hlezenním kloubu se mění plantární flexe v dorzální za současné excentrické kontrakce musculus triceps surae. V subtalárním kloubu dochází k supinaci, příčinou je částečné odlehčení paty. V transverzotarzálním kloubu dochází k relativní pronaci (Vařeka & Vařeková, 2009).

5.4.4 Konečný stoj (terminal stance)

Konečný stoj je zahájen odlepením paty od podložky a trvá až do kontaktu kontralaterální paty s podložkou. V této fázi se hmotnost těla přenáší před stojnou končetinu. Kyčelní kloub je stále extendován. Maximální extenze je dosaženo ve fázi počátečního kontaktu protilehlé dolní končetiny. Pro stabilizaci pánve je neustále potřebná aktivita abduktorů kyčelního kloubu. Vrchol extenze kolenního kloubu nastává v okamžiku odlepení paty. Zvyšuje se aktivita musculus triceps surae, který zabraňuje hyperextenzi kolena a následně zahajuje flexi kolenního kloubu (Rose & Gamble, 2006).

V okamžiku odlepení paty je dosaženo maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu, poté zahajuje m. triceps surae plantární flexi. Tibie se zevně rotuje a předonoží supinuje. Musculus tibialis posterior působí inverzi nezbytnou ke stabilizaci nohy. Dochází k odlepení paty, ale prsty zůstávají na podložce. Metatarzophalangeální klouby jsou v extenzi (Whittle, 1996).

5.4.5 Předšvihová fáze (pre-swing)

Předšvihová fáze zakončuje stojnou fázi. Tato fáze je zahájena počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny a ukončena odlepením palce homolaterální dolní končetiny. Kontakt kontralaterální paty zprostředkovává fázi dvojí opory. Kyčelní kloub je stále v extenzi (10-20°). Poté dochází k rychlé flexi kyčelního kloubu. Z této extendované pozice je hlavním flexorem musculus adductor longus. Napomáhá mu musculus rectus femoris. Ve fázi počátečního kontaktu druhostranné končetiny se začíná kolenní kloub flektovat. Musculus rectus femoris brzdí excentrickou kontrakcí rychlý nástup flexe v kolenním kloubu (Perry, 1992; Whittle 1996).

Od okamžiku počátečního kontaktu druhostranné končetiny po odraz palce dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu zásluhou musculus triceps surae. Metatarsophalangeální klouby jsou v extenzi, což způsobuje napínání plantární fascie. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, té napomáhá tah m. triceps surae. V transversotarzálním kloubu pokračuje relativní pronace (Vařeka & Vařeková, 2009).

5.4.6 Počáteční švih (initial swing)

Počáteční švih zaujímá jednu třetinu švihové fáze. Jakmile noha opustí podložku, kyčelní kloub se dále flektuje (20°). Flexe v kolenním kloubu vyplývá z flexe v kyčelním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo. Při flexi v kyčelním kloubu dochází k pasivní flexi v kloubu kolenním. Po odrazu palce dochází k 25° plantární flexi v hlezenním kloubu. Poté ustává aktivita musculus triceps surae a začíná se kontrahovat musculus tibialis anterior, aby mohlo dojít k dorzální flexi v hlezenním kloubu, která umožní zvednutí nohy od podložky. Po ztrátě kontaktu dochází v subtalárním kloubu k pronaci, díky aktivitě m. extensor digitorum longus. Transversotarzální kloub je maximálně pronován (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

5.4.7 Mezišvih (mid-swing)

Švihová dolní končetina se dostává před stojnou. V této fázi je rozhodující flexe v kyčelním kloubu (20°) a neutrální pozice kotníku. Flexe v kyčelním kloubu je dosaženo silnou kontrakcí musculus iliopsoas. Protože dolní končetina funguje jako dvojitě kyvadlo,

není nutná svalová aktivita k flexi kolene. Po dosažení 60-70° flexe v kolenním kloubu dochází opět k extenzi (Perry, 1992; Whittle 1996).

Tibie se během této fáze dostává do vertikálního postavení. M. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Lehká supinace předonoží přetrvává až do fáze počátečního kontaktu (Trew & Everett, 1997).

5.4.8 Konečný švih (terminal swing)

Tato fáze je zahájena vertikálním postavením tibie a ukončena kontaktem homolaterální paty. V kyčelním kloubu zůstává 25° flexe. V rámci přípravy na počáteční kontakt se aktivují m. gluteus maximus a m. adductor magnus. Před počátečním kontaktem se kolenní kloub více či méně plně extenduje. Tato extenze je z velké části pasivní. Kontrakce hamstringů zabraňuje náhlé hyperextenzi kolene na konci této fáze (Whittle, 1996).

Dochází k nárůstu aktivity m. tibialis anterior a tím k supinaci v subtalárním kloubu. V transverzotarálním kloubu dojde před dopadem paty také k supinaci (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009;).

5.5 Kinematika dolní končetiny a pánevního pletence během chůzového cyklu

5.5.1 Kinematika hlezenního kloubu a kloubů nohy

Rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině v průběhu chůzového cyklu je 20° - 40° (Příloha 8), tento pohyb je důležitý pro tlumení nárazů v období počátečního kontaktu, kdy se dostává pata na podložku. Ve fázi počátečního kontaktu zaujímá hlezenní kloub neutrální postavení. Perry (1992) uvádí možné postavení hlezenního kloubu při počátečním kontaktu také 3° - 5° plantární flexi, Vařeka a Vařeková (2009) uvádí naopak mírnou dorziflexi či neutrální postavení při počátečním kontaktu. Ve fázi postupného zatěžování dochází k pasivní plantární flexi do 10° (celá ploska nohy je v kontaktu s podložkou), která trvá až do fáze mezistoje. Leardini et al. (2007) uvádí hodnotu plantární flexe během postupného zatěžování 5°. V mezistoji přechází plantární flexe do pasivní dorzální flexe, která dosahuje v okamžiku odlepení paty svého maxima (10°). Po maximální dorzální flexi následuje rychlá plantární flexe ve fázi předšvihu, která dosahuje

30° v okamžiku těsně před odlepením palce od podložky. Po aktivním odrazu a pasivním odlepení palce od podložky nastává švihová fáze, ve které se hlezenní kloub vrací zpět do neutrálního postavení, které trvá až do období počátečního kontaktu. Gage (1991) popisuje 5° dorzální flexi v hlezenním kloubu v průběhu švihové fáze. Na konci švihové fáze může špička přepadnout do mírné plantární flexe (3° - 5°) (Perry 1992).

Během počátečního kontaktu je subtalární kloub v supinovaném postavení a následně pronuje (4° - 6°). Tato pronace je vyvolána kontaktem laterální části calcaneu, maxima dosahuje přibližně ve 14 % chůzového cyklu. Poté ve fázi mezistoje a koncového stoje přechází pronace přes neutrální postavení (ve 40 % chůzového cyklu) do supinace. Maximální supinace v subtalárním kloubu se odehrává v koncovém stoji, přibližně v 52 % chůzového cyklu. Po aktivním odrazu palce od podložky dochází v subtalárním kloubu k návratu do neutrální polohy. Před dopadem paty (v posledních 20 % chůzového cyklu) zaujímá subtalární kloub dle Perry (1992) opět supinované postavení. K obdobným závěrům dospěl i Leardini et al. (2007).

Ve fázi postupného zatěžování dochází k relativní supinaci v tranzverzotarzálním kloubu vzhledem k pronujícímú zánoží. V období mezistoje dochází naopak k relativní pronaci v tranzverzotarzálním kloubu, která trvá až do chvíle počátečního kontaktu kontralaterální končetiny, kdy začíná tranzverzotarzální kloub opět supinovat. V mezistoji dojde k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu a tím vytvoření rigidní páky pro odraz (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Metatarzofalangeální klouby jsou ve fázi počátečního kontaktu v 25° dorzální flexi, prstce jsou rovněž dorzálně flektovány. Ve fázi postupného zatěžování se dostávají do nulového postavení. Po odlepení paty dochází opět k nárustu dorzální flexe, která dosahuje maximálních hodnot ve chvíli odlepení palce (55°). V první polovině švihové fáze jsou metatarzofalangeální klouby a interfalangeální klouby uvolněny. Naopak v druhé polovině se tyto klouby připravují na počáteční kontakt a začínají se postupně flektovat dorzálně.

5.5.2 Kinematika kolenního kloubu

Během chůzového cyklu se rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině pohybuje v rozmezí 0° - 60° (Příloha 9). Před počátečním kontaktem se kolenní kloub nachází téměř v plné extenzi, Perry (1992) uvádí hodnotu 5° flexe. Ve fázi postupného zatěžování se kolenní kloub rychle flektuje, v 15 % chůzového cyklu dosahuje hodnota

flexe přibližně 18°. V tomto okamžiku je kolenní kloub maximálně zatížen. Poté se začíná extendovat, maximum extenze (3° flexe) probíhá přibližně ve 40 % chůzového cyklu. Švihová fáze je zahájena flexí kolenního kloubu rychlostí 350°/s a dosahuje až 60°. V polovině švihové fáze se začíná kolenní kloub extendovat, maximální extenze (3° - 5° flexe) je dosaženo ve fázi konečného švihu (97 % chůzového cyklu) (Gage, 1991; Perry, 1992).

Vařeka a Vařeková (2009) zmiňují souvislost mezi pronací v subtalárním kloubu, která vyvolá addukci talu a vnitřní rotaci bérce s flexí kolenního kloubu. Perry (1992) uvádí rozsah rotace okolo axiální osy 9° - 13°. Při počátečním kontaktu rotuje bérec vůči femuru dovnitř, tato rotace se zvětšuje v průběhu postupného zatěžování. Femur vnitřní rotaci následuje, ale pomaleji než rotace probíhá. Spolu s vnitřní rotací bérce dochází také k addukci v kolenním kloubu. Na konci stojné fáze bérec rotuje zevně, dochází k uzamčení kolenního kloubu. Po odrazu palce bérec rotuje opět dovnitř a kolenní kloub se odemyká. V druhé polovině švihové fáze bérec rotuje naopak zevně (Rose & Gamble, 2006).

Kolenní kloub vykonává také pohyb ve frontální rovině. Maximum abdukce (3°) dosahuje ve fázi počátečního kontaktu. Během švihové fáze se kolenní kloub vrací zpět do addukce (8°) (Perry, 1992).

5.5.3 Kinematika kyčelního kloubu

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu je 40° (Příloha 9). Pohybuje se v rozmezí 10° extenze a 30° flexe. Při počátečním kontaktu se kyčelní kloub nachází ve 30° flexi, během fáze postupného zatěžování klesá flexe o 2° - 3°. V mezistoji se kyčelní kloub dostává přes střední postavení do extenze, která trvá až do fáze koncového stoje. Maximální extenze (10°) je dosaženo v momentě těsně před předšvihovou fází, přibližně v 50 % chůzového cyklu. V 60 % chůzového cyklu, na konci stojné fáze je kyčelní kloub v neutrálním postavení. V průběhu švihové fáze se kyčelní kloub flektuje, hodnota flexe v mezišvihu je 30°. V okamžiku, kdy se tibie dostane do vertikálního postavení, již se hodnota flexe v kyčelním kloubu nezvětšuje (Whittle, 1996). V koncovém švihu se hodnota flexe v kyčelním kloubu snižuje, nastává příprava pro kontakt paty s podložkou.

Při chůzi dochází také k pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině. Při počátečním kontaktu je kyčelní kloub v 10° addukci. Ve fázi postupného zatěžování se

addukce snižuje na 5°, v mezistoji a koncovém stojí se pak dostává kyčelní kloub do neutrálního postavení. Na začátku švihové fáze se kyčelní kloub mírně abdukuje (přibližně 5°).

Pohyb v kyčelním kloubu v transverzální rovině je variabilní. Vařeka a Vařeková (2009) uvádí jako možné faktory ovlivňující rotaci v kyčelním kloubu během chůzového cyklu např. velikost antevertze krčku stehenní kosti, velikost kolodiafyzárního úhlu a charakteristický individuální způsob provedení chůze každého jedince. V dostupné literatuře se názory autorů na pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině rozcházejí.

Při počátečním kontaktu se nachází kyčelní kloub v nulovém postavení v transverzální rovině, poté se během fáze postupného zatěžování vnitřně rotuje. V této fázi je aktivní m. gluteus maximus, který vnitřní rotaci zpomaluje. Během mezistojie začne kyčelní kloub rotovat zevně, maxima zevní rotace je dosaženo na konci stojné fáze (Perry, 1992). Během švihové fáze je dle Rose a Gamble (2006) kyčelní kloub v zevní rotaci. Na konci švihové fáze začíná opět rotovat dovnitř. Naopak Valmassy (1996) popisuje v průběhu švihové fáze vnitřní rotaci v kyčelním kloubu.

5.5.4 Kinematika pánve

Dle Faladové a Novákové (2009) je důležitým předpokladem pro bipedální lokomoci stabilizace pánve. Při chůzi představuje pánev jakýsi pevný bod, od kterého se diferencuje pohyby v jednotlivých kloubech dolních končetin, trupu a hlavy.

Během chůze se pánev pohybuje asynchronně ve všech třech rovinách (Příloha 10). V sagitální rovině dochází ke klopení pánve dopředu (ventrálně) a dozadu (dorzálně) (anterior and posterior tilt), ve frontální rovině k poklesu a vzestupu pánve (drop and rise) a v transverzální rovině dochází k rotaci pánve. Pohyby pánve doprovázejí pohyby dolních končetin, při flexi dolních končetin se pánev klopí dorzálně, při extenzi se pánev klopí naopak ventrálně. Tyto pohyby dále souvisí s bederní páteří, při ventrálním klopení pánve dochází k zvýraznění bederní lordózy, při dorzálním klopení k jejímu oploštění.

Perry (1992) uvádí rozsah pohybu pánve v sagitální rovině 4°. Z neutrálního postavení při dopadu paty se pánev klopí ventrálně v průběhu stojné fáze. Během švihové fáze se pánev klopí dorzálně, avšak při konečném švihu je nakloněna mírně ventrálně (3°).

Dle Rose a Gamble (2006) má tento pohyb pánve sinusový průběh a podobá se pohybu těžiště v sagitální rovině, po sinusové křivce se však pánev pohybuje s určitým zpožděním.

Pánev je v neutrálním postavení ve frontální rovině při počátečním kontaktu. Ve fázi postupného zatěžování dojde k přenosu váhy na novou opěrnou dolní končetinu za současného odlehčení kontralaterální dolní končetiny a tím k rychlému poklesu kontralaterální strany pánve. Ipsilaterální strana pánve je pak v relativní elevaci vůči straně druhé. Rychlý pokles je zpomalen abduktory kyčelního kloubu, hlavně m. gluteus medius. V jednooporové fázi musí dojít k posunu pánve nad opěrnou bázi, aby směřoval průmět těžiště těla do opěrné báze. Teprve pak se aktivují abduktory kyčelního kloubu, jejichž funkcí je udržet pánev v horizontální rovině. V mezistoji se pánev vrací opět do neutrálního postavení. Na konci stojné fáze (ve fázi předšvihů) dochází k homolaterálnímu poklesu pánve s maximem těsně po odrazu palce. Kontralaterální strana pánve je elevována. Během švihové fáze zaujímá pánev neutrální postavení až do fáze konečného švihu, kdy dochází k homolaterálnímu poklesu pánve o 3° (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006).

Postavení pánve odpovídá 5° rotaci vpřed v transverzální rovině při počátečním kontaktu a v této fázi dosahuje svého maxima. Pánev rotuje na stranu nové opěrné dolní končetiny. V mezistoji se pánev vrací opět do neutrálního postavení. Maximální zevní rotace pánve je dosaženo v okamžiku druhé dvojí opory (5°). V průběhu švihové fáze se dostává pánev z neutrálního postavení do vnitřní rotace (rotace vpřed), maximum dosahuje opět na konci konečného švihu (Perry, 1992). Podobně popisují pohyb pánve v transverzální rovině i Rose a Gamble (2006), kteří poukazují na vztah rotace pánve s flexí a extenzí kyčelního kloubu. Tyto souhyby slouží k prodloužení kroku.

5.6 Pohyby těžiště těla během chůze

Opěrná plocha je definována jako plocha kontaktu lidského těla s podložkou (Janura & Janurová, 2007). Dle Vařeky (2002) je opěrná plocha (Area of Support) částí plochy kontaktu (Area of Contact), která je využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná plocha je tedy menší než plocha kontaktu.

Opěrná báze (Base of Support) je útvar vytvořený spojením krajních bodů opěrné plochy (Janura & Janurová, 2007). Toto tvrzení je nutné chápat v souvislosti s výše upřesněným pojmem opěrné plochy (Vařeka, 2002).

Těžiště (COM - Centre of Mass) označuje působíště tíhové síly, která působí na hmotné těleso. Těžiště lze stanovit jako vážený průměr COM všech segmentů. Při stoji spojném se vzpřímenou hlavou a horními končetinami volně spuštěnými podél těla se těžiště nachází ve výšce druhého až třetího křížového obratle, asi 4 - 6 cm před promontoriem. Podle Kirtley (2006) se těžiště nachází v 55 % tělesné výšky od země. Lidské tělo se při chůzi chová jako obrácené kyvadlo, během fáze dvojí opory se těžiště nachází nejnižší, v mezistoji zaujímá nejvyšší polohu. Těžiště se při chůzi pohybuje antero-posteriorně, medio-laterálně a vertikálně (Příloha 11). Ve všech třech rovinách má křivka pohybu těžiště sinusový průběh. (Janura, 2007; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2009).

Lorimer, French, O'Donnell, Burrow a Wall (2006) popisují rozsah vertikálního pohybu těžiště při rychlosti chůze 1 m/s přibližně 46 mm, medio – laterální rozsah pak přibližně 44 mm.

Center of Gravity (COG) je průmět těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve statické poloze se COG musí nacházet v opěrné bázi. Při dynamické činnosti (lokomoci) se může COG nacházet mimo opěrnou bázi. Výslednice vnějších sil může během lokomoce směřovat mimo opěrnou bázi, ta však musí být zajištěna plánovaně tak, aby do ní výslednice vnějších sil vzápětí směřovala (Vařeka, 2002; Vařeka & Vařeková, 2009).

Lorimer et al. (2006) definuje Centre of Pressure (COP) jako průměr všech tlakových sil působících na plošku nohy. Při chůzi se COP pohybuje od laterální strany paty přes hlavičky prvního a druhého metatarzu až k poslednímu článku palce nohy.

6 3D kinematická analýza chůze

Chůzi můžeme hodnotit pomocí pozorování, které se používá běžně v klinické praxi v rámci diagnostiky poruch funkce pohybového aparátu. Pozorování je však subjektivní, je závislé na znalostech a zkušenostech vyšetřujícího. K objektivizaci a kvantifikaci vybraných parametrů chůze lze využít biomechanické metody. Jednou z nejpoužívanějších metod je jednoznačně kinematická analýza (Janura et al., 1998; Janura & Zahálka, 2004; Watkins, 2006).

Kinematická analýza se zabývá vzájemným pohybem jednotlivých segmentů těla, bez ohledu na příčinu (sílu), která pohyb způsobila. Měřené veličiny jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Gage, 1991). Podstatou je záznam pohybové činnosti člověka. Na základě vyhodnocení videozáznamu se analyzuje pohyb určitých bodů nebo segmentů lidského těla. Označením bodů na záznamu získáme jejich rovinné souřadnice nezbytné pro určení základních kinematických veličin (Kolář, 2009).

Optoelektrické systémy (např. systém Vicon MX) umožňují komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů těla při chůzi v rámci jednoho měření. Před vlastním měřením jsou na vybrané anatomické body umístěny kontrastní značky, projekcí těchto značek je určena poloha segmentů těla. Poloha kontrastních značek v prostoru je automaticky vyhodnocena s vysokou přesností. K prostorovému znázornění je třeba dále definovat souřadný systém. Nejčastěji používaným je kartézský systém souřadnic. Pro popis polohy bodu v prostoru je zapotřebí tří os - x, y, z. (Svoboda & Janura, 2010; Trew & Everett, 1997).

Markerové systémy můžeme rozdělit na aktivní a pasivní. Aktivní značky vysílají signál, který je zaznamenáván pomocí speciálních kamer. U pasivních značek se využívá kontrastu značky vzhledem k pozadí. Při použití pasivních značek může dojít k chybě měření kvůli tzv. falešným markerům, které vznikají působením odraženého světla (Baker, 2006; Svoboda & Janura).

Podle Whittla (2007) je pro 3D analýzu pohybu zapotřebí minimálně dvou kamer, respektive každý sledovaný bod musí být viditelný alespoň ze dvou kamer. Při rozmístění kamer se pak přikláníme k takové poloze, kdy se úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů blíží 90° (Janura & Zahálka, 2004).

Nevýhodou 3D kinematické analýzy je nemožnost jejího použití mimo laboratorní podmínky, kvůli velkému množství rušivých faktorů. Baker (2006) uvádí jako dva hlavní

zdroje chyb při měření nepřesné určení antropometrických charakteristik subjektu a posunlivost měkkých tkání, díky které zevní markery nekopírují přesně pohyb anatomicky definovaných míst (kostních výběžků). Zevní markery se posouvají vlivem změn rychlosti a setrvačnosti. Pohl (2009) popisuje absolutní a relativní chyby. Absolutní chyba značí rozdíl mezi pohybem zevního markeru umístěného na kůži vzhledem ke kosti pod zevním markerem. Relativní chyba představuje relativní pohyb dvou markerů vůči sobě navzájem. Hodnota absolutní chyby se pohybuje v rozmezí 1,8 - 4,3 mm. Pro minimalizaci chyb způsobených pohybem měkkých tkání se zevní markery umísťují na místa s nejmenší posunlivostí měkkých tkání vzhledem ke kosti.

Hodnocení pohybu pomocí zobrazovacích kinematických systémů má své zastoupení v lékařství, ergonomii, vrcholovém sportu, kriminalistice, rehabilitaci a dalších oblastech zabývajících se pohybovou činností člověka. V rehabilitaci mají optoelektrické systémy široké uplatnění např. při diagnostice, při hodnocení závažnosti, rozsahu a povahy pohybového problému, při monitorování průběhu stavu pacienta, při hodnocení účinků rehabilitačního programu, při rozhodování o chirurgickém zákroku, atd. Klinické využití je v České republice zatím poměrně malé, což je dáno hlavně pořizovací finanční náročností systému, nároky na prostor, časovou náročností vlastního měření, poměrně obtížným pečlivým rozborem, potřebou odborného pracovníka pro obsluhu přístroje a interpretaci naměřených dat. V neposlední řadě je často problematická interpretace výsledků pro klinickou praxi při diagnostice a léčbě konkrétního pacienta (Brandt, 1987; Janura et al., 1998; Janura & Zahálka 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

7 Plantografie

Pro zhodnocení typologie nohy se využívá mnoho způsobů. V lékařské praxi se uplatňuje především metoda rentgenografická, aspekce, palpce a v menší míře hodnocení údajů z plantogramů. Plantografie (podografie) je metoda, která slouží ke snímání otisků chodidel. Tato metoda je objektivní, časově málo náročná a relativně jednoduchá (Klementa, 1987).

Plantogram je označení pro otisk bosého chodidla zatíženého vlastní váhou těla. Plantogramy odrážejí vnitřní stavbu chodidla, stav klenby a dále také záhyby kůže, jizvy nebo při velmi kvalitním otisku i kresbu papilárních linií (Straus, 2001). Plantogram lze zhotovit mnoha způsoby. Klementa (1987) popsal techniku dvou chemických metod, kterými se zabýval v letech 1969 - 1970. První metoda spočívala v působení ferrokyanidu draselného na chlorid železitý za vzniku berlínské modři. Druhá metoda využívala působení rhodanidu draselného na chlorid železitý za vzniku červeně zbarveného thiokyanatanu železitého. Při obou těchto metodách bylo nutné, aby proband přitlačil nohu do molitanové houby nasáklé roztokem chloridu železitého a poté našlápl na připravený papír napuštěný druhým z reaktantů. V současné době je postup zhotovování plantogramů mnohem jednodušší, využívá se tzv. plantografu. Součástí plantografu je rám s gumovou membránou, který se vkládá mezi umělohmotné desky. Proband se postaví na svrchní stranu gumové membrány, která je potřená ze spodní strany inkoustem. Pod gumovou membránou je připraven čistý papír. Tlakem hmotnosti těla je zajištěn otisk plošky chodidla na papír. Při použití plantografu tak není potřeba potírat chodidlo probanda.

Pro měření rozložení tlaku pod ploskou jsou v České republice v současné době dále využívány systémy Emed, Footscan a Baropodometer (Anonymous, 2010). Tyto systémy mají své uplatnění hlavně při analýze tlaku pod ploskou při chůzi a spadají pod metodu dynamické plantografie.

7.1 Hodnocení otisku nohy

Při hodnocení plantogramů se nejčastěji využívá tzv. indexových metod.

7.1.1 Metoda podle Chippaux-Šmiřáka

Chippaux a Šmiřák využívají ve svém hodnocení poměru nejvyššího a nejširšího místa plantogramu (Obrázek 1). Tato místa se měří na kolmicích k laterální tečně plantogramu. Hodnoty pod 45 % označují nohu normálně klenutou, hodnoty nad 45 % označují nohu plochou.

Noha normálně klenutá:

1. stupeň od 0,1 % do 25 %,
2. stupeň od 25,1 % do 40 %,
3. stupeň od 40,1 % do 45 %.

Noha plochá:

1. stupeň od 45,1 % do 50 % - mírně plochá,
2. stupeň od 50,1 % do 60 % - středně plochá,
3. stupeň od 60,1 % do 100 % - silně plochá.

Noha vysoká:

1. stupeň od 0,1 cm do 1,5 cm - mírně vysoká,
2. stupeň od 1,6 cm do 3 cm - středně vysoká,
3. stupeň od 3,1 cm výše - velmi vysoká (Klemanta, 1987).

Dle Přidalové, Vorálkové, Janury & Elfmarka (2004) je hodnocení plochonoží dle indexu Chippauxe a Šmiřáka vágní, jelikož meze jednotlivých kategorií jsou velmi široké.

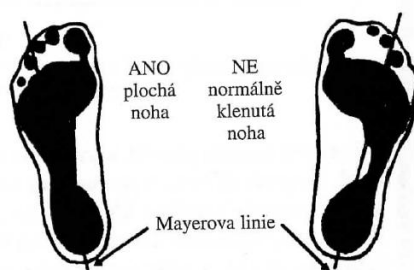
Obrázek 1 Metoda podle Chippaux-Šmiřáka (upraveno dle Kopecký, 2004)



7.1.2 Mayerova metoda

Využívá spojnice nazvané „Mayerova linie“, která spojuje střed na nejširší části otisku paty a mediální okraj otisku čtvrtého prstu. O sníženou podélnou klenbu nohy se jedná tehdy, pokud je tato linie překrytá ve střední části nohy (Obrázek 2) (Purgarič in Kopecký, 2004).

Obrázek 2 Mayerova metoda (upraveno dle Kopecký, 2004)



7.1.3 Sztriter-Godunova metoda

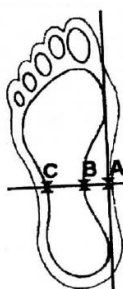
K mediální tečně otisku nohy je vztyčena kolmice v nejužším místě plantogramu. Její průsečík s tečnou je označen jako bod A, průsečík s vnitřním okrajem otisku jako bod B a s laterálním okrajem jako bod C (Obrázek 3). Dále je stanoven index „Ky“ podle rovnice: $\text{Index Ky} = |BC|/|AC|$. Podle tohoto indexu uvádí Kasperczyk in Kopecký (2004) členění klenby nohy:

Noha vysoká: 0,00 - 0,25

Noha normálně klenutá: 0,26 - 0,45

Noha plochá: I. Stupeň (0,46 - 0,49), II. Stupeň (0,50 - 0,75), III. Stupeň (0,76 - 1,00).

Obrázek 3 Sztriter-Godunova metoda (upraveno dle Kopecký, 2004)



Kopecký (2004) zkoumal soubor 1257 probandů pomocí tří plantografických metod. Cílem jeho studie bylo zjistit zdravotní stav klenby nohou u dětí a mládeže. Dalším cílem práce bylo na základě výsledků hodnocení klenby nohy provést analýzu a porovnat výsledky tří plantografických metod diagnostikujících zdravotní stav nožní klenby. U každého probanda bylo vyhodnocení plantogramu provedeno pomocí metody Chippaux-Šmiřák, indexové metody podle Sztriter-Godunov a metody podle Mayera. Z rozboru výsledků uvedených tří metod vyplynula velká variabilita. Kopecký (2004) např. zjistil, že normální klenbu nohy má podle metody Chippaux-Šmiřák 85 %, podle metody Sztriter-Godunov 45,2 % a podle metody Mayera pouze 42,7 % probandů. Je zřejmé, že dosažené výsledky se od sebe statisticky významně liší. Výjimku, kde nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly tvořily pouze shodné výsledky u nohy vysoké podle metody Mayera a metody Chippaux-Šmiřák a u normální klenby nohy podle metody Mayera a metody Sztriter-Godunov. Z výsledků však nelze jednoznačně určit, která z metod nejlépe diagnostikuje klenbu nohy.

7.1.4 Godunova metoda

Při této metodě je nutné sestrojít čtyři spojnice (Obrázek 4). Linie A vede od zadního okraje paty a středem mezery mezi 3. a 4. prstem. Linie C vede z nejmediálnějšího okraje paty a je rovnoběžná s linií A. Linie B je vedena rovnoběžně v polovině vzdálenosti mezi liniemi A a C. Linie D spojuje nejmediálnější bod paty a nejmediálnější pod přední částí nohy. Při hodnocení zkoumáme střední část plantogramu (Urban, Vařeka & Svajčíková, 2000).

1. otisk dosahující po linii A - nejedná se o pokles klenby,

2. otisk dosahující mezi linii A a B - I. stupeň ploché nohy,
3. otisk dosahující mezi linii B a C - II. stupeň ploché nohy,
4. otisk dosahující mezi linii C a D - III. stupeň ploché nohy,
5. otisk přesahující linii D - IV. stupeň ploché nohy.

Obrázek 4 Godunova metoda (upraveno dle Urban et al., 2000)



7.1.5 Metoda segmentů

Pro zhodnocení touto metodou musíme spojit nejlaterálnější a nejmediálnější bod otisku paty a nejlaterálnější a nejmediálnější bod otisku přední části nohy. Tyto spojnice by měly být rovnoběžné a jsou nazývány jako „diametr“. Obě rovnoběžky rozdělíme na 5 stejně dlouhých částí. Tyto části číslováme od laterální strany čísla 1 - 5 (Obrázek 5). Dále spojíme stejná čísla v oblasti paty a přední části nohy podélnými přímkami. Plantogram hodnotíme obvykle v nejužším místě, které odpovídá linii mezi os cuboideum a os cuneiforme mediale (Urban, Vařeka & Svajčíková, 2000):

1. vysoká noha - dosahuje-li mediální okraj po první segment, nebo úplně chybí,
2. normálně klenutá noha - zasahuje-li po druhý segment,
3. plochá noha I. stupně - zasahuje-li do čtvrtého segmentu,
4. plochá noha II. stupně - zasahuje-li do všech pěti segmentů,
5. plochá noha III. stupně - přesahuje-li mediální tečnu.

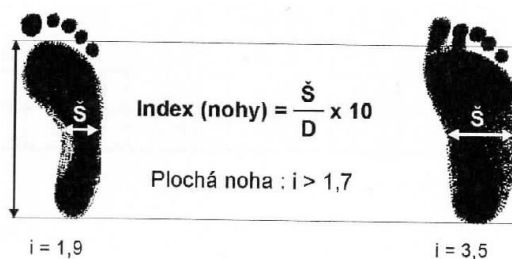
Obrázek 5 Metoda segmentů (upraveno dle Urban et al., 2000)



7.1.6 Metoda indexu podle Srdečného

Index vypočítáme z poměru mezi délkou otisku nohy bez otisku prstů a šířkou nohy v úrovni baze V. metatarzu. Šířku nohy vynásobíme deseti a vydělíme délkou nohy dle vzorce: $\check{S} \times 10 / D$ (Obrázek 6). Tato metoda hodnocení plantogramu dělí nohu pouze na normálně klenutou (hodnota indexu do 1,6) a nohu plochou (hodnota indexu na 1,7) (Urban, Vařeka & Svajčíková, 2000).

Obrázek 6 Metoda indexu podle Srdečného (upraveno dle Urban et al., 2000)



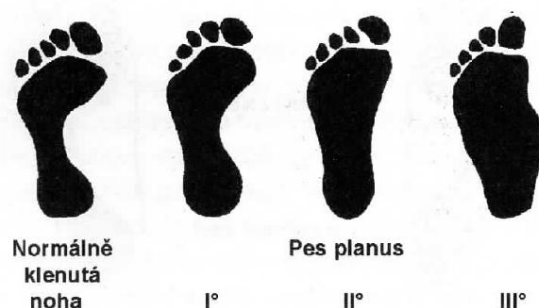
7.1.7 Metoda vizuálního škálování

Tato metoda spočívá v porovnání plantogramu s některou z dostupných vizuálních škál, např. dle Srdečného (1982) nebo Kapandjiho (1985) (Obrázek 7 a 8).

Obrázek 7 Vizuální škála dle Srdečného (upraveno dle Urban et al., 2000)



Obrázek 8 Vizuální škála dle Kapandjiho (upraveno dle Urban et al., 2000)



7.1.8 Metoda měření úhlu nohy

Úhel nohy se měří mezi tečnami vnitřního a vnějšího okraje plantogramu (Obrázek 9). Pro tento úhel platí $x = x_1 + x_2$, kde se úhel x_1 měří od kolmice k_1 a úhel x_2 od kolmice k_2 . Výsledný úhel se rovná součtu úhlů $x_1 + x_2$. To platí pokud je $\alpha < R$ a zároveň $\beta < R$, kde R je pravý úhel.

Pokud je $\alpha > R$, pak se hodnota úhlu x_1 odečítá a platí $x = x_2 - x_1$.

Je-li $\beta > R$, pak se hodnota úhlu x_2 odečítá a platí $x = x_1 - x_2$.

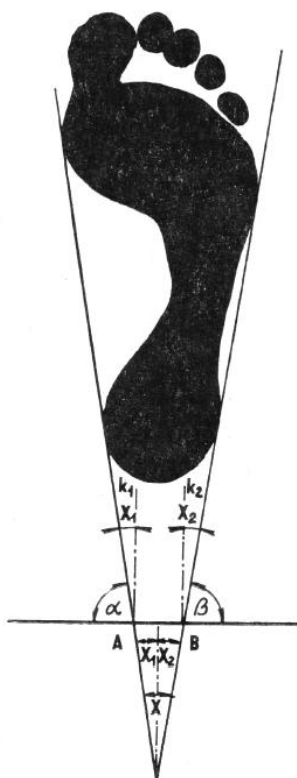
Klementa (1987) dělí naměřené úhly nohy do tří skupin:

I. do 15° ,

II. $15^\circ - 18^\circ$,

III. nad 18° .

Obrázek 9 Úhel nohy (Klementa, 1987)



7.1.9 Vyosení palce a malíku

Na otisku nohy sestrojíme vnitřní tečnu nohy a mediální tečnu palce. Vyosení palce představuje úhel mezi těmito dvěma tečnami (Obrázek 10). Při stanovení vyosení malíku sestrojíme vnější tečnu nohy a laterální tečnu malíku, úhel svírající tyto tečny představuje vyosení malíku (Obrázek 11). Hodnoty úhlů byly rozděleny do pěti stupňů (Ledvinková, 1999):

- I. vyosení 0° ,
- II. vyosení do 9° ,
- III. vyosení nad 9° ,
- IV. vyosení do -9° ,
- V. vyosení nad -9° .

Obrázek 10. Vyosení palce



Obrázek 11. Vyosení malíku



8 Cíle a výzkumné otázky

8.1 Cíle

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit, zda mají vybrané indexy a úhlové parametry nohy vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve během chůzového cyklu.

Stanovili jsem si tyto dílčí cíle:

- posoudit vliv vybraných indexů a úhlových parametrů nohy na rozsah pohybu v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině během chůzového cyklu,

- posoudit vliv vybraných indexů a úhlových parametrů nohy na pohyb v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu.

8.2 Výzkumné otázky

Na základě stanoveného cíle jsme formulovali následující výzkumné otázky:

1. Má typ nohy dle Chippaux-Šmiřáka vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?
2. Má typ nohy dle Srdečného vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?
3. Má typ nohy dle Sztriter-Godunova vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?
4. Má úhel paty vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?
5. Má úhel palce vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?
6. Má úhel nohy vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

9 Metodika

9.1 Charakteristika měřených osob

Zkoumaný soubor tvořilo 27 studentů Fakulty tělesné kultury mužského pohlaví. Průměrný věk byl 24,1 let. Na základě vyplněného dotazníku (Příloha 12) byli z výzkumu vyloučeni studenti po traumatech dolních končetin, pánve a páteře. Dále osoby s postižením nervového systému, osoby s duševním onemocněním a osoby se smyslovým postižením. Před samotným měřením byl proband seznámen s průběhem měření a podepsal informovaný souhlas pro využití údajů v rámci vědecké práce (Příloha 13). Etická komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky (Příloha 14).

9.2 3D kinematická analýza chůze

9.2.1 Technické zařízení

Kinematické parametry chůze jsme sledovali pomocí 7 infračervených kamer (Vicon MX, Oxford Metrics Inc., Oxford), které byly rozmístěny kolem dráhy o délce 5 metrů. Systém Vicon MX využívá pasivních zevních markerů odrážejících infračervené záření.

Systém se dále skládá z jednotky pro příjem analogových dat z kamer, ze sběrnice dat – MX systému, z počítače a jednotky pro příjem analogových dat ze silových plošin.

Pro získání dat z měření slouží softwar Vicon Nexus, pro export dat a prezentaci výsledků jsme využili softwar Vicon Polygon.

Měření dat probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

9.2.2 Průběh měření

Vlastnímu měření předcházela kalibrace systému pomocí kalibrační hůlky (Wand) a kalibračního rámečku (L-Frame) pro určení počátku.

Měření probíhalo bez obuvi a ve spodním prádle. Před samotným měřením jsme testovanou osobu zvážili, změřili tělesnou výšku a funkční délku dolních končetin

(vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis). Dále jsme změřili šířku hlezna, kolena, ramene, lokte, zápěstí a dlaně. Poté jsme pomocí 35 reflexních značek označili sledované segmenty (Full body PlugInGait model):

- hlava: čelenka se 2 značkami na laterální straně čela (RFHD, LFHD) a na laterální straně temena (LBHD, RBHD),
- trup: processus spinosus C7 (C7) a Th10 (T10), processus xiphoideus (STRN), fossa jugularis (CLAV), RBAK (bod na lopatce určený pouze k orientaci modelu),
- horní končetiny: acromion (LSHO, RSHO), epicondylus lateralis humeri (LELB, RELB), processus styloideus radii (LWRA, RWRA), processus styloideus ulnae (LWRB, RWRB), daktylion (LFIN, RFIN),
- pánev: spina iliaca anterior superior (LASI, RASI), spina iliaca posterior superior (LPSI, RPSI),
- dolní končetiny: trochanter major femoris (LTHI, RTHI), epicondylus lateralis femoris (LKNE, RKNE), tibie (LTIB, RTIB), malleolus lateralis (LANK, RANK), pata (LHEE, RHEE), hlavička I. metatarsu (LTOE, RTOE).

V místnosti, kde probíhalo měření byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi a minimum rušivých faktorů. Po umístění reflexních značek bylo zahájeno měření třicetivteřinovým stojem. Dále byla testovaná osoba vyzvána k chůzi svým přirozeným způsobem. Po několika cvičných neměřených pokusech bylo nasnímáno minimálně šest pokusů u každého probanda. Systém Vicon MX byl synchronizován se silovými plošinami, které nám umožnily určit jednotlivé chůzové cykly a jejich fáze.

9.3 Plantografie

Ke snímání otisků byl použit podograf, který se skládá ze dvou plastových desek. Horní deska je tvořena gumovou membránou, spodní pak odolnou plastovou nášlapnou částí. Před snímáním otisků jsme potřeli vnitřní část membrány rovnoměrně černou inkoustovou barvou. Mezi desky jsme přiložili čistý bílý papír formátu A3 a desky jsme uzavřeli. Po jednotlivém otisku byla membrána očištěna, po každém probandovi následně dezinfikována (Příloha 15).

U každého probanda byly zhotoveny 4 statické plantogramy (dva pravé nohy a dva levé nohy). Proband se posadil na židli a položil obě nohy na střed membrány tak, aby se

chodidla nedotýkala obvodových okrajů podografu. Poté se pomalu postavil, aby došlo k plnému zatížení chodidel. Je důležité, aby s chodidly po dobu kontaktu s membránou nehýbal. Nakonec se opět posadil a nohy z podografu opatrně sundal (Příloha 16). Jakmile je otisk proveden, je nutné provést kontrolu, zda je otisk kvalitní a úplný.

V případě větší délky chodidla jsme použili dva kusy bílého papíru formátu A3 na výšku, abychom omezili množství rušivých faktorů a zamezili tak nepřírozenému položení chodidel na membránu podografu.

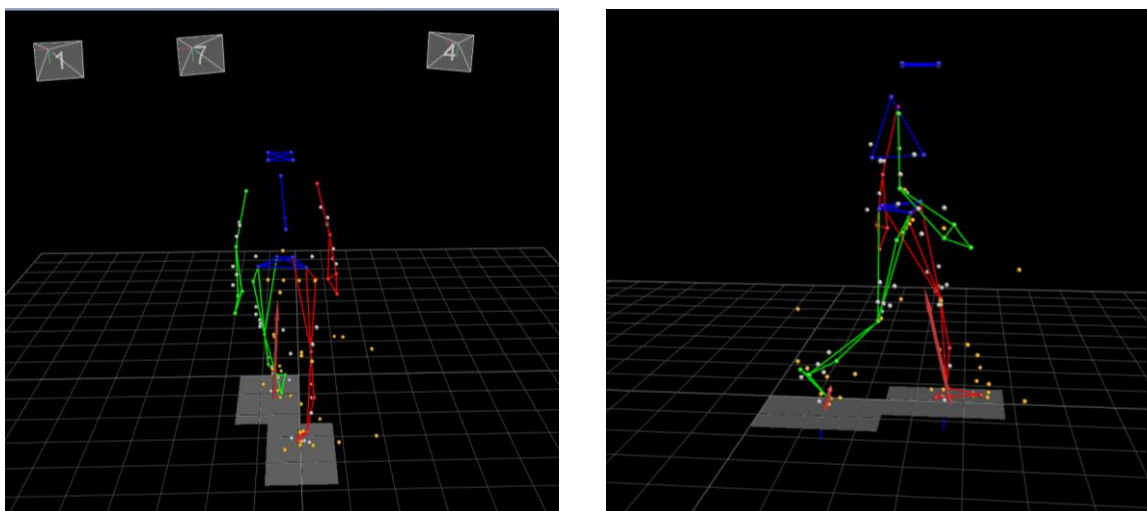
9.4 Zpracování dat

Zpracování naměřených hodnot bylo provedeno v programu Vicon Nexus. Zpracovali jsme jeden pokus třicetivteřinového stoje pro určení neutrálního postavení v kloubech, dále šest pokusů přirozené chůze u každého probanda (Obrázek 12). Data jsme dále exportovali do programu Vicon Polygon, který umožňuje prezentaci výsledků v podobě grafů. Pro zpracování číselných hodnot jsme použili program Microsoft Office Excel® verze 2007.

Hodnotili jsme vybrané kinematické parametry pánve a dolních končetin:

- rozsah pohybu v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pánve v sagitální rovině, frontální a transverzální rovině během chůzového cyklu,
- pohyb v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině.

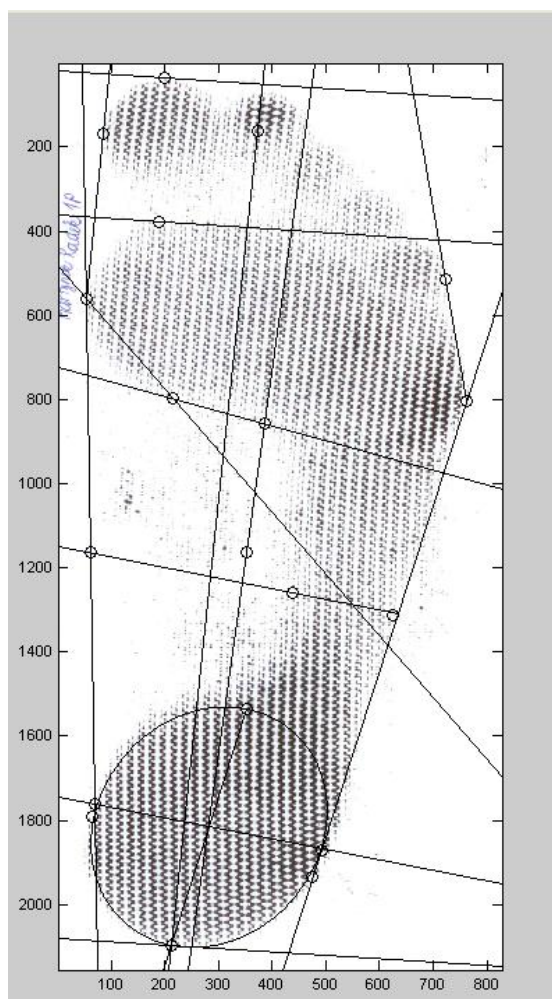
Obrázek 12 Vizualizace chůze (pohled zepředu a z boku)



Získané plantogramy chodidel jsme naskenovali a pro zpracování parametrů nohy jsme použili software vytvořený na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Na každém z plantogramů jsme označili konkrétní morfologické body, díky kterým jsme získali okamžité vyhodnocení délek, šířek a indexů.

Na plantogramech jsme označili tyto morfologické body (Obrázek 13): nejproximálnější bod paty, střed 2. prstu, nejdistančnější bod zánoží, nejdistančnější bod předonoží, vrchol nohy, nejlaterálnější bod zánoží, nejlaterálnější bod předonoží, nejlaterálnější bod malíku, nejmediálnější bod zánoží, nejmediálnější bod předonoží, nejmediálnější bod palce, nejuzší místo - mediální bod, nejuzší místo laterální bod, nejproximálnější bod středonoží, vrchol vyklenutí předonoží, bod v polovině středonoží, pata - přímá šířka laterální, pata - přímá šířka mediální a vysoká noha.

Obrázek 13 Determinace morfologických bodů chodidla



Softwarem byly díky těmto bodům vyhodnoceny tyto parametry: délka paty, délka předonoží, délka nohy, šířka předonoží, přímá šířka, šířka paty, nejužší místo nohy, úhel paty, úhel malíku, úhel palce, Clarkův úhel, úhel střední nohy, úhel nohy, Chippaux-Šmiřákův index, index dle Srdečného a index dle Sztriter – Godunova.

Hodnoty jednotlivých parametrů jsme exportovali do programu Microsoft Office Excel® verze 2007.

Hodnotili jsme tyto vybrané parametry plantogramu:

- Chippaux-Šmiřákův index,
- index dle Srdečného,
- index dle Sztrier-Godunova,
- úhel paty,
- úhel palce,
- úhel nohy.

9.4.1 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování výsledků bylo provedeno v programu STATISTICA (verze 10). Pro statistické porovnání byly vytvořeny skupiny podle hodnoty sledovaného parametru (Tabulka 1). Vypočítali jsme základní statistické veličiny pro každou proměnnou (průměr, směrodatná odchylka). Při zjišťování rozdílů mezi veličinami v daných skupinách a mezi skupinami jsme využili neparametrický nepárový Mann Whitney U test. Statistická významnost byla určena na 5% hladině ($p < 0,05$).

Tabulka 1 Rozdělení výzkumného souboru do skupin

	S	Počet plantogramů	Rozpětí hodnot	Průměr	Typ nohy
IndCh-Š					
	1	15	0,1 - 25 %	17,84%	normální 1. stupeň
	2	33	25,1 - 40 %	32,68%	normální 2. stupeň
	3	6	40,1 - 45 %	42,71%	normální 3. stupeň
Ind S					
	1	27	0,5 - 1,7	1,05	normální
	2	27	1,71 - 2	1,67	rozhraní normální a plochá
Ind S-G					
	1	9	0,0 - 0,3	0,25	vysoká
	2	22	0,31 - 0,45	0,38	normálně klenutá
	3	23	0,46 - 1,5	0,60	plochá 2. stupeň
Ú pat					
	1	19	0 - 6	4,48	-
	2	35	6,1 - 12	7,57	-
Ú pal					
	1	23	(-13) - 0	-4,23	mírně varózní postavení
	2	31	0 - 11	4,95	mírně valgózní postavení
Ú no					
	1	23	8 - 17	14,93	-
	2	31	17,1 - 22	18,83	-

Legenda: S – skupina, Ind Ch-Š – index dle Chippaux-Šmirák, Ind S – index dle Srdečného, Ind S-G – index dle Sztriter-Godunova, Ú pat – úhel paty, Ú pal – úhel palce, Ú no – úhel nohy.

10 Výsledky

10.1 Výzkumná otázka 1

Má typ nohy dle Chippaux-Šmiřáka vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

Byl zjištěn statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu hlezenního kloubu a pánve v transverzální rovině mezi skupinou s normální nohou 1., 2. a 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka (Tabulka 2, Příloha 17). Zjistili jsme větší rozsah pohybu v transverzální rovině hlezenního kloubu a pánve u skupiny s normální nohou 3. stupně oproti skupinám s normální nohou 1. a 2. stupně.

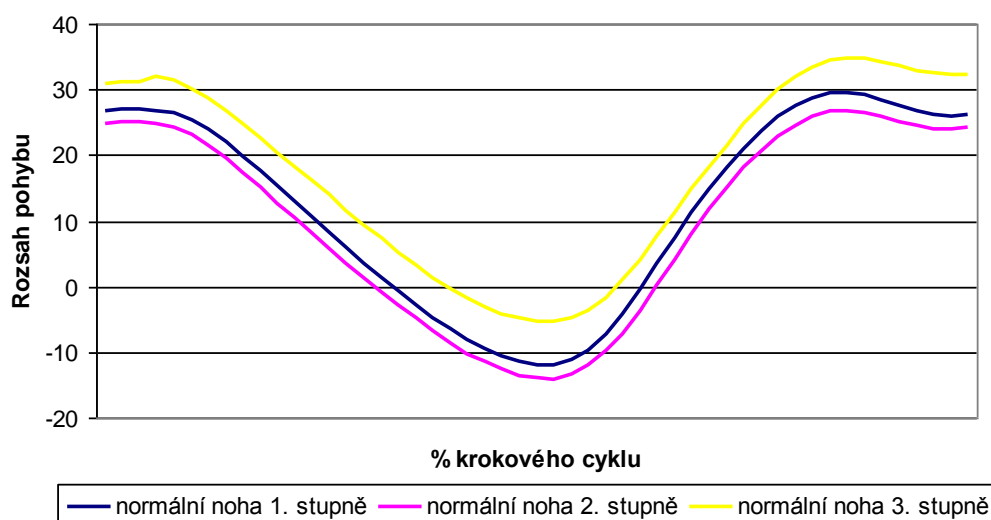
Tabulka 2 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu v hlezenním kloubu a pánve v transverzální rovině

UP	1		2		3		Hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
AR_T	22,9	5,0	24,8	10,9	47,2	22,9	0,24	0,03	0,01
PR_T	10,7	4,4	12,9	3,7	17,5	3,0	0,12	0,00	0,01

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, AR_T - rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině, PR_T - rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, 1 - skupina s normální nohou 1. stupně, 2 - skupina s normální nohou 2. stupně, 3 - skupina s normální nohou 3. stupně.

V sagitální rovině se ukázaly statisticky významné rozdíly v hodnotách maximální flexe a extenze v kyčelním kloubu mezi skupinou s normální nohou 3. stupně a skupinami s normální nohou 1. a 2. stupně (Graf 1). Zjistili jsme menší hodnoty maximální extenze a větší hodnoty maximální flexe u skupiny s normálním typem nohy 3. stupně oproti skupinám a normální nohou 1. a 2. stupně.

Graf 1 Porovnání průměrných hodnot maximální flexe a extenze v kyčelním kloubu



10.2 Výzkumná otázka 2

Má typ nohy dle Srdečného vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

U skupiny, která se vyznačovala typem nohy na rozhraní normálně klenuté a ploché jsme zjistili tyto statisticky významné rozdíly oproti skupině s nohou normálně klenutou: větší rozsah pohybu hlezenního a kolenního kloubu v transverzální rovině a pánve v rovině sagitální (Tabulka 3, Příloha 18).

Tabulka 3 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu hlezenního a kolenního kloubu v transverzální rovině a pánve v sagitální rovině

UP	1		2		Hladina p 1 x 2
	P	SD	P	SD	
AR_T	23,20	6,84	30,27	17,24	0,03
KR_T	26,36	7,33	35,54	16,34	0,02
PR_S	2,95	0,76	3,57	1,03	0,02

Legenda: P – průměr, SD – směrodatná odchylka, UP – úhlové parametry, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KR_T – rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, PR_S – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, 1 – skupina s normálním typem nohy, 2 – skupina s typem nohy na rozhraní normální a ploché.

Při zkoumání maximálních a minimálních hodnot v sagitální rovině hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu jsme nenalezli statisticky významné rozdíly mezi skupinou s normálně klenutou nohou a skupinou s typem nohy na rozhraní normálně klenuté a ploché nohy dle Srdečného (Tabulka 4).

Tabulka 4. Průměrné hodnoty maxima a minima v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině

UP	1		2		Hladina p 1 x 2
	P	SD	P	SD	
A_PF1	-8,59	4,77	-9,71	4,02	0,33
A_DF	9,59	3,59	8,84	2,88	0,51
A_PF2	-18,44	5,43	-21,74	8,17	0,14
K_max1	42,81	7,40	40,43	7,57	0,15
K_min1	7,74	5,39	5,63	4,42	0,17
K_max2	63,38	7,35	61,11	14,21	0,68
K_min2	1,46	6,50	1,55	8,22	0,88
H_F	28,31	5,63	28,00	9,73	0,84
H_E	-12,10	5,63	-13,43	6,82	0,34

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, A_PF1 - maximum první plantární flexe, A_DF - maximum dorzální flexe, A_PF2 - maximum druhé plantární flexe, K_max1 - první maximum flexe v kolenním kloubu, K_min1 - první maximum extenze v kolenním kloubu, K_max2 - druhé maximum flexe v kolenním kloubu, K_min2 - druhé maximum extenze v kolenním kloubu, H_F - maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E - maximum extenze v kyčelním kloubu, 1 - skupina s normálním typem nohy, 2 - skupina s typem nohy na rozhraní normální a ploché.

10.3 Výzkumná otázka 3

Má typ nohy dle Sztriter-Godunova vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

Statisticky významný rozdíl byl zjištěn v rozsahu pohybu v hlezenním kloubu a pánve v transverzální rovině, skupina s plochou nohou 2. stupně dle Sztriter-Godunova má větší rozsah pohybu v porovnání se skupinou s vysokou nohou dle Sztriter-Godunova. Dále jsme našli statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a pánve v sagitální rovině, kdy skupina s plochou nohou 2. stupně dle Sztriter-Godunova má větší rozsah pohybu v porovnání se skupinou s normálně klenutou nohou (Tabulka 5, Příloha 19).

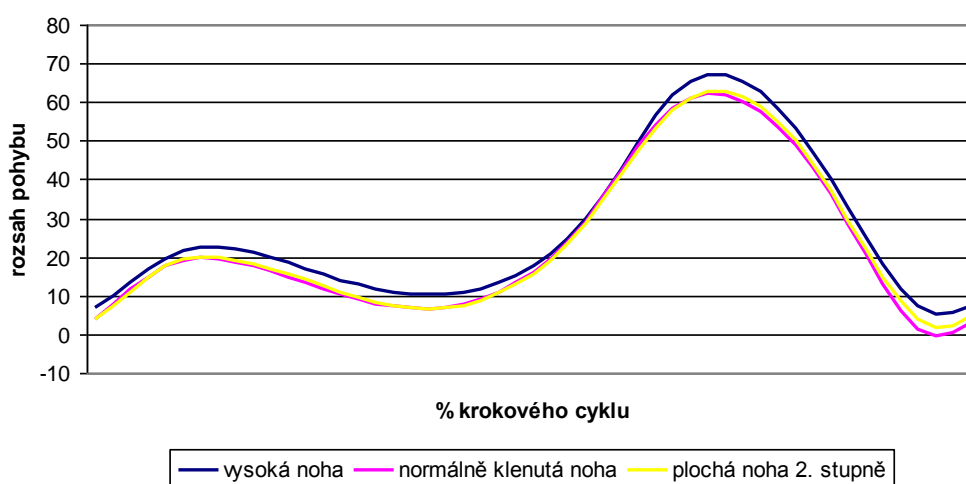
Tabulka 5 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu hlezenního kloubu a pánve v transverzální rovině, kyčelního kloubu a pánve v sagitální rovině

UP	1		2		3		Hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
AR_T	21,89	6,12	23,93	8,93	31,33	17,54	0,24	0,04	0,10
HR	42,68	3,31	39,58	5,44	41,51	10,41	0,12	0,68	0,04
PR_S	3,22	0,76	2,86	0,78	3,65	1,03	0,29	0,32	0,01
PR_T	10,02	4,72	12,71	3,85	13,92	4,09	0,12	0,04	0,41

Legenda: P – průměr, SD – směrodatná odchylka, UP – úhlové parametry, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, HR – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, PR_S – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, 1 – skupina s vysokou nohou, 2 – skupina s normálně klenutou nohou, 3 – skupina s plochou nohou 2. stupně.

V sagitální rovině se ukázaly statisticky významné rozdíly v druhém maximu extenze kolenního kloubu mezi skupinou s vysokou nohou a normálně klenutou nohou dle Sztriter-Godunova. U skupiny s vysokou nohou dosahovaly hodnoty druhého maxima extenze kolenního kloubu nižších hodnot než u skupiny s normálně klenutou nohou (Graf 2). K druhému maximu extenze v kolenním kloubu dochází na konci švihové fáze, v období před dopadem paty.

Graf 2 Porovnání průměrných hodnot maximální flexe a extenze v kolenním kloubu



10.4 Výzkumná otázka 4

Má úhel paty vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

Nezjistili jsme žádné statisticky významné rozdíly v pohybu hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu ani pánve u námi stanovených skupin s rozdílnými průměrnými hodnotami úhlu paty. Úhel paty nemá vliv na pohyb v těchto kloubech během chůzového cyklu (Tabulka 6 a 7).

Tabulka 6 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině

UP	1		2		Hladina p 1 x 2
	P	SD	P	SD	
AR	30,18	7,07	29,39	6,43	0,86
AR_T	28,60	16,48	25,73	11,66	0,49
KR	61,73	9,49	63,46	5,18	0,63
KR_F	19,70	7,83	17,54	7,21	0,23
KR_T	33,37	17,09	29,63	10,91	0,60
HR	39,95	11,58	41,44	4,62	0,82
HR_F	13,08	3,56	12,63	3,06	0,72
HR_T	20,58	10,13	18,66	6,46	0,30
PR_S	3,10	1,13	3,34	0,84	0,19
PR_F	9,84	2,64	9,83	2,60	0,91
PR_T	12,88	4,47	12,72	4,18	0,89

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, AR - rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KR - rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, KR_F - rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, AR_T - rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, HR - rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, HR_F - rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, HR_T - rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, PR_S - rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PR_F - rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PR_T - rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, 1 – rozpětí hodnot úhlu paty 0 - 6°, 2 – rozpětí hodnot úhlu paty 6,1 - 12°.

Tabulka 7 Průměrné hodnoty maxima a minima v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině

UP	1		2		Hladina p 1 x 2
	P	SD	P	SD	
A_PF1	-9,19	3,01	-9,13	5,04	0,79
A_DF	9,22	3,91	9,21	2,88	0,63
A_PF2	-20,28	7,90	-19,99	6,70	0,86
K_max1	41,73	9,24	41,56	6,53	0,76
K_min1	7,23	5,82	6,39	4,55	0,71
K_max2	60,17	16,97	63,37	6,44	0,67
K_min2	2,34	9,93	1,05	5,57	0,71
H_F	29,03	11,85	27,68	4,66	0,33
H_E	-10,92	7,33	-13,76	5,40	0,14

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, A_PF1 - maximum první plantární flexe, A_DF - maximum dorzální flexe, A_PF2 - maximum druhé plantární flexe, K_max1 - první maximum flexe v kolenním kloubu, K_min1 - první maximum extenze v kolenním kloubu, K_max2 - druhé maximum flexe v kolenním kloubu, K_min2 - druhé maximum extenze v kolenním kloubu, H_F - maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E - maximum extenze v kyčelním kloubu, 1 – rozpětí hodnot úhlu paty 0 - 6°, 2 – rozpětí hodnot úhlu paty 6,1 - 12°.

10.5 Výzkumná otázka 5

Má úhel palce vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

Nezjistili jsme žádné statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu ani pánve u námi stanovených skupin s rozdílnými průměrnými hodnotami úhlu palce. Úhel palce nemá vliv na rozsah pohybu v těchto kloubech během chůzového cyklu (Tabulka 8).

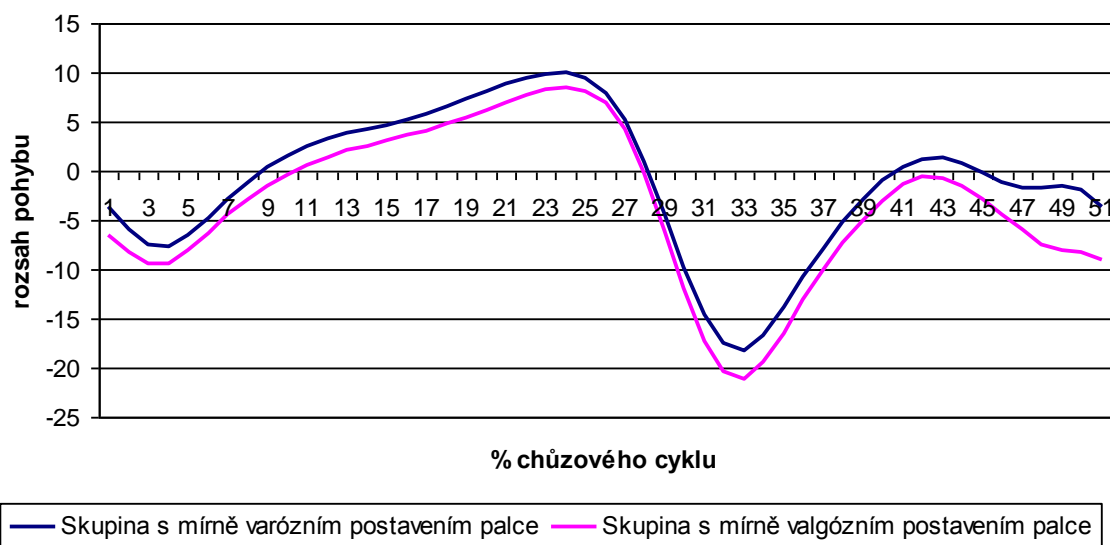
Tabulka 8 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině

	1		2		Hladina p 1 x 2
	P	SD	P	SD	
UP					
AR	28,46	6,86	30,63	6,35	0,36
AR_T	29,46	15,60	24,56	11,30	0,86
KR	61,82	4,48	63,68	8,43	0,35
KR_F	17,01	7,19	19,33	7,59	0,19
KR_T	32,22	16,62	29,93	10,27	0,99
HR	41,63	4,99	40,35	9,41	0,79
HR_F	12,09	3,07	13,35	3,27	0,18
HR_T	17,70	7,52	20,65	8,08	0,40
PR_S	3,46	0,78	3,10	1,05	0,09
PR_F	9,82	2,33	9,85	2,81	0,65
PR_T	12,92	4,89	12,66	3,73	0,94

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, AR - rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KR - rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, KR_F - rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, KR_T - rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, HR - rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, HR_F - rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, HR_T - rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, PR_S - rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PR_F - rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PR_T - rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, 1 - skupina s mírně varózním postavením palce, 2 – skupina s mírně valgózním postavením palce.

V sagitální rovině se ukázaly statisticky významné rozdíly v prvním maximu plantární flexe hlezenního kloubu mezi skupinami s mírně valgózním a varózním postavením palce.. Skupina s mírně valgózním postavením palce dosahovala vyšších hodnot v prvním maximu plantární flexe hlezenního kloubu oproti skupině druhé (Graf 3). První maximum plantární flexe odpovídá období těsně po dopadu paty během chůzového cyklu.

Graf 3 Porovnání průměrných hodnot maximální plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu



10.6 Výzkumná otázka 6

Má úhel nohy vliv na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve?

Nezjistili jsme žádné statisticky významné rozdíly v pohybu hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu ani pánve u námi stanovených skupin s rozdílnými průměrnými hodnotami úhlu nohy (Tabulka 10 a 11). Statistické významnosti se blíží pouze hodnoty maxima extenze v kyčelním kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu.

Tabulka 10 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině

	1		2		Hladina p
	P	SD	P	SD	1 x 2
UP					
AR	29,58	6,15	29,73	7,02	0,94
AR_T	28,66	12,66	25,31	14,08	0,13
KR	64,31	5,10	61,77	7,98	0,15
KR_F	19,63	7,97	17,31	6,98	0,37
KR_T	29,66	10,07	31,90	15,47	0,89
HR	41,74	5,54	40,31	9,06	0,74
HR_F	13,08	2,93	12,57	3,45	0,53
HR_T	17,72	6,81	20,54	8,53	0,27
PR_S	3,14	0,73	3,34	1,09	0,66
PR_F	10,44	2,33	9,39	2,71	0,16
PR_T	13,67	3,87	12,11	4,45	0,20

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, AR - rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KR - rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, KR_F - rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, AR_T - rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, HR - rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, HR_F - rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, HR_T - rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, PR_S - rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PR_F - rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PR_T - rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, 1 – rozpětí hodnot úhlu nohy 8 - 17, 2 – rozpětí hodnot úhlu nohy 17,1 - 22.

Tabulka 11 Porovnání průměrných hodnot maxima a minima hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve v sagitální rovině

UP	1		2		Hladina p
	P	SD	P	SD	1 x 2
A_PF1	-8,79	4,11	-9,42	4,66	0,72
A_DF	8,79	2,61	9,52	3,65	0,68
A_PF2	-20,61	6,55	-19,71	7,52	1,00
K_max1	40,88	6,85	42,17	8,03	0,54
K_min1	6,90	4,14	6,53	5,61	0,51
K_max2	64,03	5,07	60,92	14,17	0,51
K_min2	0,27	5,36	2,42	8,49	0,52
H_F	27,30	4,20	28,79	9,78	0,33
H_E	-14,44	6,32	-11,52	5,96	0,07

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, A_PF1 - maximum první plantární flexe, A_DF - maximum dorzální flexe, A_PF2 - maximum druhé plantární flexe, K_max1 - první maximum flexe v kolenním kloubu, K_min1 - první maximum extenze v kolenním kloubu, K_max2 - druhé maximum flexe v kolenním kloubu, K_min2 - druhé maximum extenze v kolenním kloubu, H_F - maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E - maximum extenze v kyčelním kloubu, 1 – rozpětí hodnot úhlu nohy 8 - 17, 2 – rozpětí hodnot úhlu nohy 17,1 - 22.

11 Diskuze

Noha je relativně mladou strukturou, proto je i opěrná funkce nohy relativně mladá. Klenba nohy je zajišťována automatickou svalovou aktivitou, tzv. hlubokým stabilizačním systémem nohy. Hluboký stabilizační systém nohy bývá zřetězen s hlubokým stabilizačním systémem trupu. Z tohoto tvrzení vyplývá důležitost optimální funkce nohy v rámci celé pohybové soustavy jedince. Neřešená porucha v oblasti nohy může vést k rozvoji deformit a změně postavení proximálních segmentů pohybové soustavy s následnou změnou pohybových vzorů (Maršáková & Jelen, 2007). Tyto teoretické poznatky poukazují na nezbytnost optimální funkce nohy při chůzi.

Jelikož jsme si pro výzkumnou část zvolili jedince mladé populace, u kterých jsme na základě vyplněného dotazníku vyloučili stavy po traumatech dolních končetin, pánve, páteře a jiná postižení, zkoumaný soubor nevykazoval výrazné plochonoží, vysokou nohu nebo hallux valgus.

Kopecký (2004) provedl analýzu na základě výsledků hodnocení klenby nohy a porovnal výsledky tří plantografických metod diagnostikujících zdravotní stav nožní klenby. Výzkumný soubor jeho studie tvořilo 1257 probandů. U každého probanda bylo vyhodnocení plantogramu provedeno pomocí metody Chippaux-Šmiřák, metody podle Sztriter-Godunova a metody podle Mayera. Z rozboru výsledků uvedených tří metod vyplynula velká variabilita. Kopecký (2004) např. zjistil, že normální klenbu nohy má podle metody Chippaux-Šmiřák 85,0 %, podle metody Sztriter-Godunov 45,2 % a podle metody Mayera pouze 42,7 % probandů. Je zřejmé, že dosažené výsledky se od sebe statisticky významně liší. Výjimku, kde nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly tvořily pouze shodné výsledky u nohy vysoké podle metody Mayera a metody Chippaux-Šmiřák a u normální klenby nohy podle metody Mayera a metody Sztriter-Godunov. Z výsledků však nelze jednoznačně určit, která z metod nejlépe diagnostikuje klenbu nohy. Nejnovější studie zdůrazňují nezbytnost využití rentgenové metody pro správné a přesné stanovení typu nohy (Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney & Menz, 2010; Wilken, Rao, Saltzman & Yack, 2010). V naší studii jsme pro hodnocení klenby využili tzv. indexových metod: metoda dle Chippaux-Šmiřáka, dle Srdečného a Sztriter-Godunova. Dále jsme zkoumali vliv úhlu paty, úhlu palce a úhlu nohy na kinematické parametry chůze.

Vařeka a Vařeková (2009) považují klasickou klinickou typologii nohy ve srovnání s funkční typologií za překonanou, ačkoli je u nás stále velmi používaná. Klasická klinická

typologie se podrobněji nezabývá dynamickými změnami nohy během zatížení při chůzi, což omezuje interpretaci výsledků při použití této typologie. Rootova funkční typologie popisuje nohu jako dynamický komplex, nikoliv statickou strukturu. Při znalosti Rootovy typologie a biomechanických vztahů dolní končetiny a trupu lze vysvětlit související nálezy na noze a v proximálních segmentech. Použití Rootovy funkční typologie však klade velké nároky na znalost kineziologie a patokineziologie nohy a na praktickou zkušenost vyšetřujícího. Určení klinického typu nohy tedy může být ovlivněno subjektem vyhodnocovatele.

Vzhledem k využití klasické klinické typologie nohy, stanovení klenby bez využití rentgenových snímků a k některým vysokým hodnotám směrodatných odchylek nelze vyvozovat ze zpracovaných dat striktní závěry. S přihlédnutím k charakteristice souboru jsme neočekávali velké rozdíly v kinematických parametrech kloubů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu. Došli jsme však k závěru, že i u mladé „zdravé“ populace jsou jisté tendence ke změně kinematických parametrů kloubů dolní končetiny a pánve při chůzi v závislosti na velikosti indexů a úhlových parametrů nohy:

Při analýze pohybu hlezenního kloubu jsme zjistili větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s normálně klenutou nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka a skupiny s typem nohy na rozhraní normální a ploché dle Srdečného oproti skupině s normálně klenutou nohou. Dále větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s vysokou nohou. Při interpretaci výsledků pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině však musíme být obezřetní vzhledem k vysokým hodnotám směrodatných odchylek. V dostupných publikacích Evidence Based Medicine se autoři věnují hlavně vlivu plochonoží na pohyb jednotlivých kloubů nohy během chůze. V těchto studiích již dále nezkoumají jak může plochonoží ovlivňovat vyšší etáže pohybové soustavy. Např. Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney a Menz (2010) poukazují na fakt, že změna pohybu v subtalárním kloubu může ovlivňovat pohyb tibie a tím i další proximální segmenty. Výzkumný soubor tvořilo 19 lidí, který rozdělili do dvou skupin, 10 probandů mělo normálně klenutou nohu a 9 probandů nohu plochou. Typ nohy stanovili pomocí rentgenového antero-posteriorního a laterálního snímku nohy v zatížení. Pomocí 3D kinematické analýzy zkoumali rozdíl mezi těmito skupinami v pohybu tibie, předonoží a zánoží ve všech třech rovinách. Došli k statisticky významným rozdílům. U skupiny s plochou nohou dosahovalo druhé maximum plantární flexe předonoží vůči zánoží vyšších hodnot oproti skupině s normálně

klenutou nohou. Dále zjistili vyšší hodnoty maxima abdukce a addukce předonoží oproti zánoží v transverzální rovině a vyšší hodnoty maxima vnitřní rotace zánoží vzhledem k tibií v transverzální rovině a everze v rovině frontální. Dle Levingera et al. (2010) podporují tyto výsledky dřívější poznatky o nadměrné pronaci v subtalárním kloubu u osob s plochou nohou během chůzového cyklu. Tento faktor může zvyšovat riziko úrazu nohy z přetížení.

Wilken, Rao, Saltzman a Yack (2010) také zkoumali, zda má výška klenby vliv na pohyb v kloubech nohy. Výzkumný soubor tvořilo 17 probandů, u nichž stanovili typ nohy rovněž pomocí rentgenového snímku, oproti předešlé studii však provedli pouze boční snímek nohy v zatížení. Výšku klenby stanovili pomocí úhlu mezi I. metatarssem a calcaneem. Oproti předešlé studii došli k závěru, že výška klenby téměř neovlivňuje pohyb segmentů nohy během chůzového cyklu.

V hlezenním kloubu jsme dále zjistili vyšší hodnoty maxima plantární flexe ve fázi postupného zatěžování u skupiny s mírně valgózním postavením palce oproti skupině s mírně varózním postavením palce. K obdobnému závěru došli také Janura, Cabell, Svoboda, Kozáková a Gregorková (2008), kteří zkoumali vliv juvenilní formy hallux valgus na změnu kinematických parametrů dolní končetiny během chůzového cyklu. Výzkumný soubor byl rozdělen na skupinu s diagnózou juvenilního hallux valgus ($n = 27$) a kontrolní skupinu bez poruchy funkce nohy ($n = 11$). Během fáze postupného zatěžování zjistili větší hodnoty maxima plantární flexe v hlezenním kloubu u skupiny s oboustrannou juvenilní formou hallux valgus oproti kontrolní skupině ($p < 0,01$). Díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. peroneus tertius ve fázi postupného zatěžování se noha pomalu dostává do kontaktu s podložkou. Nadměrná plantární flexe v této fázi může být dle Janury et al. (2008) způsobena poruchou koaktivace výše zmíněných svalů, které zároveň ovlivňují stabilitu hlezenního kloubu. Předčasnou plantární flexi pak může způsobit především oslabení m. extensor hallucis longus.

Podle Kapandjeho (1987) je pronace v subtalárním kloubu spojena s addukcí talu, vnitřní rotací bérce a flexí v kolenním kloubu. Levinger et al. (2010) uvádí, že u osob s plochou nohou dochází k nadměrné pronaci v subtalárním kloubu při chůzi, což by vysvětlovalo vyšší hodnoty vnitřní rotace kolenního kloubu v transverzální rovině. V našem výzkumu jsme ale hodnotili pouze celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině. U skupiny s typem nohy na rozhraní normální a ploché dle Srdečného jsme zjistili větší rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině oproti

skupině s normálně klenutou nohou. Tento výsledek však musíme brát s rezervou vzhledem k vysoké hodnotě směrodatné odchylky (SD - 16,34).

Pohyb kolenního kloubu v transverzální rovině je tedy spojen s pohybem kolenního kloubu v sagitální rovině. V sagitální rovině dosahovalo maximum flexe kolenního kloubu na konci švihové fáze vyšších hodnot u skupiny s vysokou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s normálně klenutou nohou. Podle Riegerové, Přidalové a Ulbrichové (2006) je osa subtalárního kloubu u vysoké nohy ve více vertikálním postavení, čímž dochází k menší pronaci v subtalárním kloubu, menší vnitřní rotaci bérce a tím i menší flexi v kolenním kloubu. Nedostatečná flexe v kolenním kloubu může omezovat vnitřní rotaci bérce během stojné i švihové fáze. V naší práci jsme naopak zjistili vyšší hodnoty maxima flexe v kolenním kloubu na konci švihové fáze u skupiny s vysokou nohou. Vyšší hodnoty maxima flexe v kolenním kloubu mohou být způsobeny kompenzací nedostatečné pronace v subtalárním kloubu u vysoké nohy nebo vyššími hodnotami maxima flexe kyčelního kloubu během švihové fáze. Podle Whittla (1996) vyplývá flexe v kolenním kloubu z flexe v kyčelním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo.

V kyčelním kloubu jsme naměřili větší rozsah pohybu v sagitální rovině u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s normálně klenutou nohou. Statisticky významné rozdíly jsme zaznamenali v hodnotách maxima flexe a extenze kyčelního kloubu. Skupina normálně klenutou nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka dosahovala nižších hodnot maxima extenze a vyšších hodnot maxima oproti skupinám s normálně klenutou nohou 1. a 2. stupně. V dostupných studiích se autoři zabývají především vlivem postavení subtalárního kloubu na pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině. Výsledky těchto studií potvrzují, že pronace zánoží způsobuje vnitřní rotaci femuru a naopak supinace zánoží způsobuje zevní rotaci femuru (Souza, Pinto, Trede, Kirkwood & Fonseca, 2009; Duval, Lamb & Sanderson, 2010). Nester, Linden a Bowker (2002) zkoumali vliv mediálního a laterálního klínu na kinematické parametry kolenního, kyčelního kloubu a pánve ve všech třech rovinách. Došli k závěru, že mediální i laterální klín má pouze minimální vliv na kinematiku všech kloubů dolní končetiny a pánve. Janura, Cabell, Svoboda, Kozáková a Gregorková (2008) zjistili, že juvenilní forma hallux valgus ovlivňuje pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině. Došli k závěru, že skupina s juvenilní formou hallux valgus dosahuje nižších hodnot maximální extenze a vyšších hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu. Tyto tendence vykazovala v našem výzkumu skupina s tendencí k plochonoží. Podle našeho názoru jsou nižší

hodnoty maximální extenze v kyčelním kloubu během stojné fáze kompenzovány právě vyšším maximem flexe v kyčelním kloubu během fáze švihové. Eustace, Byrne, Beausang, Codd, Stack a Stephens (1994) poukazují na spojení hallux valgus se snížením mediálního oblouku podélné klenby nohy.

Duval, Lamb a Sanderson (2010), zkoumali zda má pohyb v subtalárním kloubu vliv na pohyb pánve v sagitální rovině a postavení bederní lordózy. Předpokládali, že je pronace v subtalárním kloubu spojena s anteverzí pánve a prohloubením bederní lordózy a naopak supinace v subtalárním kloubu spojena s retroverzí pánve a oploštěním bederní lordózy. Výzkumný soubor tvořilo 15 probandů. Došli k závěru, že postavení subtalárního kloubu má statisticky významný vztah pouze k rotaci v kolenním a kyčelním kloubu. Pronace v subtalárním kloubu způsobuje vnitřní rotaci v kolenním a kyčelním kloubu, zatímco supinace způsobuje zevní rotaci v kolenním a kyčelním kloubu. Studie prokázala vztah mezi vnitřní rotací kyčelního kloubu a anteverzí pánve a naopak zevní rotací v kyčelním kloubu mezi retroverzí pánve, avšak tyto výsledky nebyli statisticky významné. Na základě našeho měření jsme však zjistili větší rozsah pohybu pánve v sagitální rovině u skupiny s tendencí k plochonoží (rozhraní normální a ploché dle Srdečného, plochá noha dle Sztriter-Godunova) oproti skupině s normálně klenutou nohou. Vliv na rozdílné výsledky může mít rozdíl v metodice měření, různé umístění reflexních značek nebo posun značek při měření. Duval, Lamb a Sanderson (2010) zkoumali výše uvedený vztah subtalárního kloubu, postavení pánve v sagitální rovině a postavení bederní lordózy při stoji a nikoliv při chůzi. Navíc u účastníků jejich studie nebyla přítomna zvýšená pronace nebo supinace. Nadměrou pronací nebo supinací vyvolali různými postavením chodidel na plošině. Je možné, že došlo ke krátkodobému kompenzačnímu mechanismu, aby organismus předešel změnám v postavení pánve a bederní lordózy. Kapandji (1987) uvádí, že flexe kyčelního kloubu je spojena s posteriorním klopením pánve a oploštěním bederní lordózy.

Při analýze pohybu pánve jsme dále zjistili větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s normální nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka oproti skupinám s normální nohou 1. a 2. stupně, zároveň u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s vysokou nohou. To může být způsobeno větším rozsahem pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině. Podobně popisují pohyb pánve v transverzální rovině i Rose a Gamble (2006), kteří poukazují na vztah rotace pánve s flexí a extenzí kyčelního kloubu. Tyto souhyby slouží k prodloužení kroku.

Na rozdílnost výsledků může podle Vařeky a Vařekové (2009) mít vliv i způsob individuálního motorického vzoru chůze každého jedince. Dalším faktorem může být zároveň i ne zcela identické provedení cyklického pohybu při opakování. Pro dosažení přesnějších a podrobnějších výsledků by bylo vhodné doplnit tuto studii o podrobnější výzkum, s cílem eliminovat faktory zkreslující výsledky. Pro stanovení typu nohy využít rentgenových snímků zatížené nohy nebo místo klasické klinické typologie nohy stanovit funkční typ nohy u každého z probandů. Pro získání podrobných kinematických parametrů kloubů nohy a dynamických změn nohy během zatížení při chůzi by bylo vhodné doplnit Full body PlugInGait model o podrobnější model, např. Oxfordský model nohy (Oxford Foot Model), který nepopisuje pohyb nohy jako jednoho rigidního segmentu. Myslím si, že doplnění tohoto výzkumu o výše uvedené vyšetření a analýzu by mohlo uvést zjištěné tendence do větších souvislostí nohy v rámci celotělového schématu.

12 Závěr

Pro hodnocení plantogramů jsme využili tzv. indexových metod: metoda indexu dle Chippaux-Šmiřáka, dle Srdečného a Sztriter-Godunova. Dále jsme zkoumali vliv úhlu paty, úhlu palce a úhlu nohy na kinematické parametry chůze. Jelikož jsme si pro výzkumnou část vybrali jedince mladé populace, zkoumaný soubor nevykazoval výrazné plochonoží, vysokou nohu nebo hallux valgus. S přihlédnutím k charakteristice souboru jsme neočekávali velké rozdíly v kinematických parametrech kloubů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu.

Vzhledem k využití klasické klinické typologie nohy, stanovení klenby bez využití rentgenových snímků a k některým vysokým hodnotám směrodatných odchylek nelze vyvozovat z naměřených dat striktní závěry. I přes uvedené skutečnosti jsme u zkoumané skupiny zjistili jisté tendence ke změně kinematických parametrů kloubů dolní končetiny a pánve při chůzi v závislosti na velikosti indexů a úhlových parametrů nohy:

Hlezenní kloub:

- větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s normálně klenutou nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka a skupiny s typem nohy na rozhraní normální a ploché dle Srdečného oproti skupině s normálně klenutou nohou,

- větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s vysokou nohou,

- vyšší hodnoty maxima plantární flexe ve fázi postupného zatěžování u skupiny s mírně valgózním postavením palce oproti skupině s mírně varózním postavením palce.

Kolenní kloub:

- větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s typem nohy na rozhraní normální a ploché dle Srdečného oproti skupině s normálně klenutou nohou,

- vyšší hodnoty maxima flexe na konci švihové fáze, v období před dopadem paty u skupiny s vysokou nohou oproti skupině s normálně klenutou nohou.

Kyčelní kloub:

- větší rozsah pohybu v sagitální rovině u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s normálně klenutou nohou,

- nižší hodnoty maxima extenze a vyšší hodnoty maxima flexe u skupiny s normálně klenutou nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka oproti skupinám s normálně klenutou nohou 1. a 2. stupně.

Pánev:

- větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s normální nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka oproti skupinám s normální nohou 1. a 2. stupně, zároveň u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s vysokou nohou,

- větší rozsah pohybu v sagitální rovině u skupiny s tendencí k plochonoží (rozhraní normální a ploché dle Srdečného, plochá noha dle Sztriter-Godunova) oproti skupině s normálně klenutou nohou.

Výsledky naznačují, že ani u mladé populace nelze hledat striktní normu stereotypu chůze. Vzhledem k různým hodnotám antropometrických a úhlových parametrů nohy jsme našli tendence ke změně kinematických parametrů kloubů dolní končetiny a pánve během chůzového cyklu. Tedy naše výsledky podporují tvrzení jiných autorů (Dinsdale, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009; Toppischová & Šnoplová, 2008; Lewit & Lepšíková, 2008; Dvořák, 2007) o vlivu postavení nohy na vyšší etáže pohybového systému.

13 Souhrn

Teoretická část diplomové práce shrnuje poznatky o typologii nohy, plantografii, možnostech hodnocení otisku chodidla, kineziologii kloubů dolní končetiny a pánve, kinematice chůzového cyklu a 3D kinematické analýze.

Výzkumný soubor tvořilo 27 studentů mužského pohlaví Fakulty tělesné kultury o průměrném věku 24,1 let. U každého probanda jsme zhotovili čtyři otisky bosého chodidla pro stanovení indexů a úhlových parametrů nohy. Dále jsme provedli 3D kinematickou analýzu chůze pomocí kamerového systému Vicon MX. Analyzovali jsem vliv vybraných indexů a úhlových parametrů nohy na rozsah pohybu v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině a na pohyb v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu. Podle hodnot antropometrických parametrů jsme kinematická data rozdělili do skupin a statisticky porovnali.

Při analýze naměřených dat jsme zjistili statisticky významné rozdíly mezi skupinou s normálně klenutou nohou a skupinou s tendencí k plochonoží v rozsahu pohybu hlezenního kloubu, kolenního kloubu a pánve, v transverzální rovině, dále v rozsahu pohybu kyčelního kloubu a pánve v rovině sagitální. Skupina s tendencí k plochonoží se vyznačovala větším rozsahem pohybu v těchto kloubech. Významné rozdíly jsme zaznamenali v hodnotách maxima flexe a extenze kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu.

U skupiny s vysokou nohou jsme naměřili menší rozsah pohybu hlezenního kloubu a pánve v transverzální rovině oproti skupně s plochou nohou dle Sztriter-Godunova. V sagitální rovině dosahovalo maximum extenze kolenního kloubu na konci švihové fáze nižších hodnot u skupiny s vysokou nohou oproti skupině s normálně klenutou nohou dle Sztriter-Godunova.

Zjistili jsme, že úhlové parametry nohy nemají vliv na pohyb kloubů dolní končetiny a pánve během chůzového cyklu, kromě úhlu palce, který ovlivňuje hodnoty maxima plantární flexe v hlezenním kloubu ve fázi postupného zatěžování. U skupiny s mírně valgózním postavením palce dosahovalo maximum plantární flexe hlezenního kloubu ve fázi postupného zatěžování vyšších hodnot oproti skupině s mírně varózním postavením palce.

14 Summary

The theoretical part of the thesis summarises the findings about the typology of the foot, plantography, foot imprint options assessment, kinesiology of joints of the lower extremity and pelvis during the gait cycle and 3D kinematic gait analysis.

27 male students with an average age of 24,1 years from Faculty of Physical Culture participated in this study. We created four barefoot imprints of each participant for establishing the index parameters and angles of the foot. We also performed 3D kinematic gait analysis using the Vicon MX camera system. We analysed the influence of selected indexes and angle parameters of the foot on the range of motion in the ankle, knee, hip and pelvis in the sagittal, frontal and transverse plane and motion in the ankle, knee and hip in the sagittal plane during gait cycle. Kinematic data were divided into groups and compared statistically according to the values of anthropometric parameters.

We found statistically significant differences between the group with a normal - arched foot and the group with a tendency to a flat-arched foot in the range of motion in the ankle, knee and pelvis in the transverse plane, as well as in the range of motion in the hip and pelvis in the sagittal plane. The group with a tendency to a flat-arched foot was characterised by a greater range of motion in these joints. Significant differences were observed in peak hip flexion and extension in the sagittal plane during gait cycle.

We measured a smaller range of motion of the ankle joint and pelvis in the transverse plane in the group with a high-arched foot compared to the group with a tendency to a flat-arched foot according to Sztriter-Godunov. The group with the high-arched foot demonstrated smaller peak knee extension in the sagittal plane at the end of the swing phase when compared with the normal-arched foot, according to Sztriter Godunov.

We found that the angular parameters of the foot do not affect the kinematic parameters of the lower extremity and pelvis, in addition to which, the angle of the big toe affects the peak ankle joint plantar flexion during loading response.

The group with a mild valgus position of the big toe demonstrated greater peak ankle joint plantar flexion during loading response when compared to the group with a mild varus position of the toe.

15 Referenční seznam

- Anonymous (2010). *Dynamická plantografie*. Retrieved 9.11. 2011 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/>
- Baker, R. (2006). Gait Analysis Methods in Rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4:3. Retrieved 3.12. 2011 from the World Wide Web: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>
- Bartoniček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového systému*. Praha: Maxdorf.
- Brandt, R. A. (1987). Can biomechanics contribute to clinical orthopaedic assessment. *Lowa orthopaedic journal*, 9, 61-64.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.
- Čihák, R. (2006). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Dinsdale, N. (2009). How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems. *SportEX dynamics*, 19, 11-14.
- Doubková, A., & Linc, R. (2006). *Anatomie pro bakalářský studijní program fyzioterapie I.díl*. Praha: Karolinum.
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait and Posture*, 4, 637-640.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kineziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2007). *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: Manus.
- Dylevský, I. (1994). *Kineziologie*. Praha: Alberta s. r. o.
- Dylevský, I., Kubálková, L., & Navrátil, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie, fyzioterapie*. Praha: Manus.

- Eustace, S., Byrne, J.O., Beausang, O., Codd, M., Stack, J., & Stephens, M.M. (1994). Hallux valgus, first metatarsal pronation and collapse of the medial longitudinal arch – a radiological correlation. *Skeletal Radiology*, 3, 191-194.
- Faladová, K., & Nováková, T. (2009). Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 116-119.
- Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mc Keuth Press.
- Janda, V. (1999). Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 6-8.
- Janura, M., Cabell, L., Svoboda, Z., Kozakova J., & Gregorkova, A. (2008). Kinematic Analysis of Gait in Patients with Juvenile Hallux Valgus deformity. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 3, 390-398.
- Janura, M., & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., Mayer, M., Dlabolová, I., Elfmark, M., Murcková, P., Salinger, J., & Vaverka, F. (1998). Application of 3D videography in the analysis of gait - basic information. *Acta Universitas Palackiana Olomoucensis Gymnica*, 28, 25-32.
- Kapandji, I. A. (1974). *The Physiology of the Joints. Volume three. The trunk and the vertebral column*. London: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis*. New York : Elsevier.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Klenerman, L., Wood, B., & Griffin, N. L. (2006). *The Human Foot: A Companion to Clinical Studies*. London: Springer.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kopecký, M. (2004). Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*, 8 (1), 27-40.

- Kučera, M., Korbelář, P., Kolář, P. & Linz, R. (1994). Noha - jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 3, 114–119.
- Kučera, M., Korbelář, P., Čermák, V., Havrda, L., & Hrazdíra, L. (1995). Typologie nohy a její význam v prognóze výkonnosti. In J. Riegerová (Ed.), *Diagnostika pohybového systému* (pp 29-30). Olomouc: Univerzita Palackého
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 25, 453-462.
- Ledvinková, M. (1999). Studie zdravotního stavu dospělé populace. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.). *Pohyb a zdraví* (pp. 339-343). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Levinger, P., Murley, G.S., Barton, Ch.J., Cotchett, M.P., McSweeney, S.R., & Menze, H.B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, 32, 519-523.
- Lewit, K. (2000). Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-101.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika s.r.o.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-104.
- Lorimer, D. L., French, G., O'Donnell, M., Burrow, J. G. & Wall, B. (2006). *Neale's Disorders of the Foot*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Magee, D. J. (1992). *Orthopaedic Physical Assessment*. Philadelphia: W. B. Saunders.
- Maršáková, K., & Jelen, K.(2007). Vliv tvaru vložek na distribuci tlaku při interakci s nohou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 31-33.
- Mašek, K. (2006). Podiatrie, obor hodný pozornosti. *Sanquis*, 43, 22-23.
- Medek, V. (2003). Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*, 6, 315-316.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Massachusetts: Newton.

- Nester, C.J., Linden, M.L., & Bowker, P. (2002). Effect of foot orthoses on kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture*, 17, 180-197.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. USA: McGraw-Hill.
- Pohl, M. B., Rabbito, M., & Ferber, R. (2010) The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3:6, 1-8. Retrieved 10. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.jfootankleres.com/content/pdf/1757-1146-3-6.pdf>
- Přidalová, M., Vorálková, D., Janura, M., & Elfmark, M. (2004). The Evaluation of Morphology and Foot Function. *Acta Universitatis Palackiana Olomouensis Gymnica*, 1 (34), 49-58.
- Riegerová, J., Přidalová, M. & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. Olomouc: Hanex.
- Richard, L. D., Wayne, V., & Adam, V. M. M. (2005). *Gray's Anatomy for Students*. Philadelphia: Churchill Livingstone.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Smith, L. K., Weiss, E. L., & Lemhkuhl, L. (1996). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Philadelphia: F.A. Davis Company.
- Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., & Fonseca, S.T. (2010). Temporal couplings between rearfoot-shank komplex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, 25, 745-748.
- Standring, S. (2008). *Gray's Anatomy – The Anatomical basis of Clinical Practice*. Philadelphia: Churchill Livingstone.
- Straus, J. (2001). Možnost identifikace osoby podle plantogramu. *Kriminalistika*, 1, Retrieved 10.11. 2011 from the World Wide Web: http://aplikace.mvcr.cz/archiv2008/casopisy/kriminalistika/2001/01_01/stras.html
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Mature Walking*. London : Mac Keith Press.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26–31.
- Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton.

- Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 2, 109-111.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movement*. New York : Churchill Livingstone.
- Tyldesley, B., & Grieve, J. I. (1996). *Muscles, Nerves and Movement: Kinesiology in Daily Living*. Oxford: Blackwell science.
- Urban, J., Vařeka, I., & Svajčíková, J. (2000). Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonoží. In J. Riegerová (Ed.), *Diagnostika pohybového systému* (pp. 191-192). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. St. Louis: C.V.Mosby.
- Vařeka, I. (2004). Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(4), 163-168.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-37.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 94-102.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část) - Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Conner, J. C. (1992). *Dynamics of Human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Votava, J. (2002). Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí*, 1+2, 45-49.
- Wells, K. F. (1971). *Kinesiology: The Scientific Basis of Human Motion*. Philadelphia: Saunders.
- Wernick, J., & Volpe, R. G. (1996). Lower Extremity Functions and Normal Mechanics. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 1-). St. Louis: C.V.Mosby.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford : Elsevier.

Wilken, J., Rao, S., Saltzman, Ch., Yack, H.J. (2010). The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics*, 26, 318-323.

16 Přílohy

Příloha 1 Typologie nohy dle Klementy (1987)

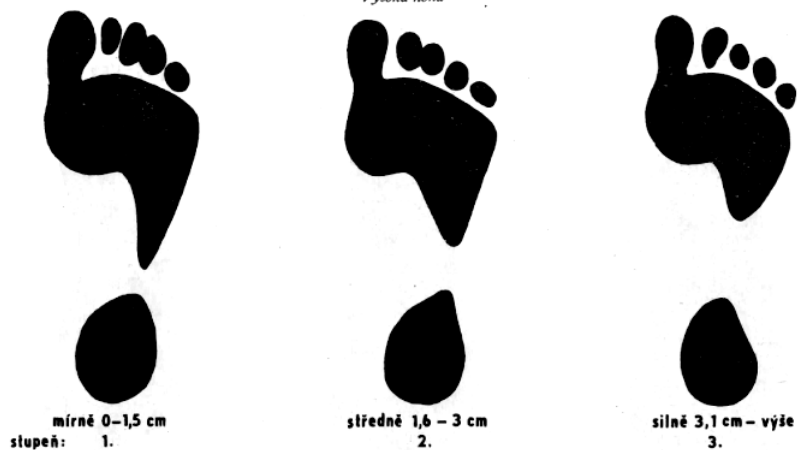
Normální noha



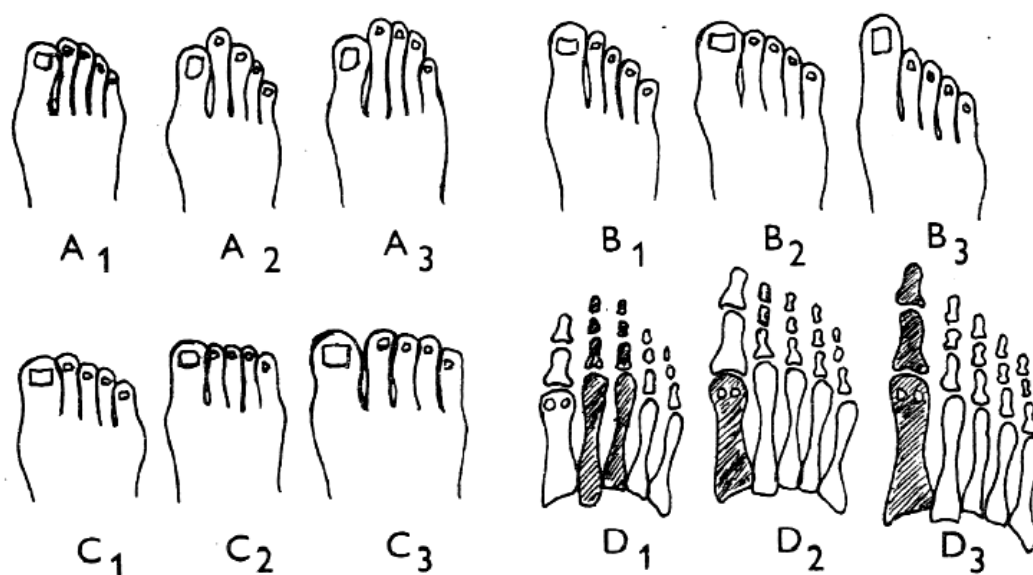
Plochá noha



Vysoká noha

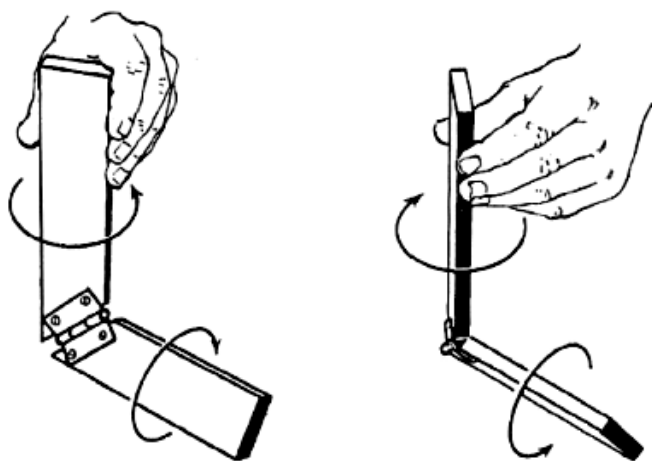


Příloha 2 Antropologické typy nohy dle Dungla (1989)

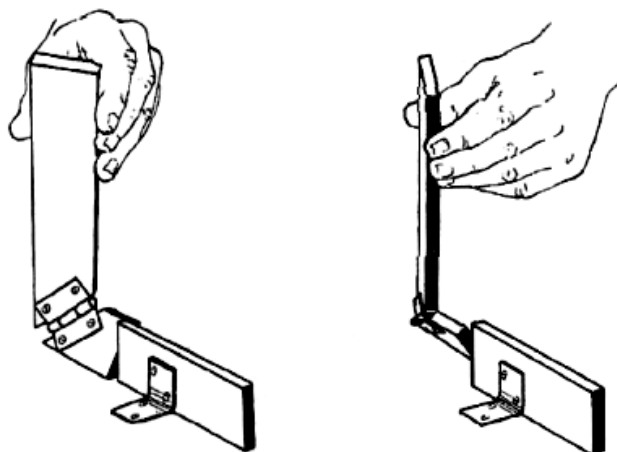


Typ nohou: A1, A2 – obvyklé typy řecké nohy, A3 – řecký typ s neobvykle dlouhými prsty, B1, B2 – obvyklé typy egyptské nohy, B3 – hypertrofie palce u egyptské nohy, C1, C2 – obvyklé typy kvadratické nohy, C3 – kvadratická noha s hypertrofií malých prstů, D1 – metatarzofalangeální převaha u řeckého typu nohy, D2 – krátký I. metatarz u egyptského typu, D3 – metatarzofalangeální převaha u egyptského typu.

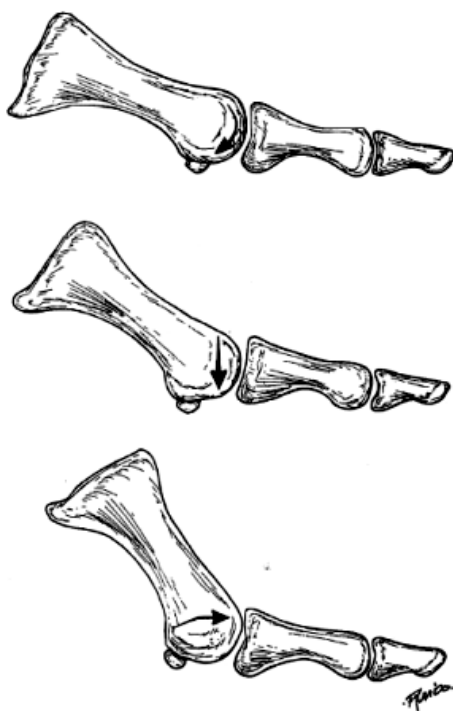
Příloha 3 Model pantu (Valmassy, 1996)



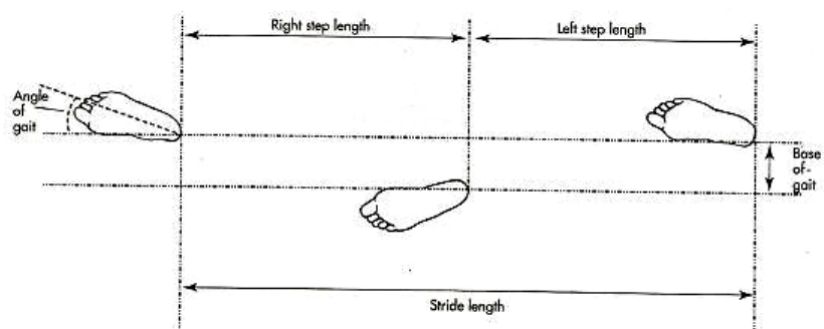
Příloha 4 Model Pivotu (Valmassy, 1996)



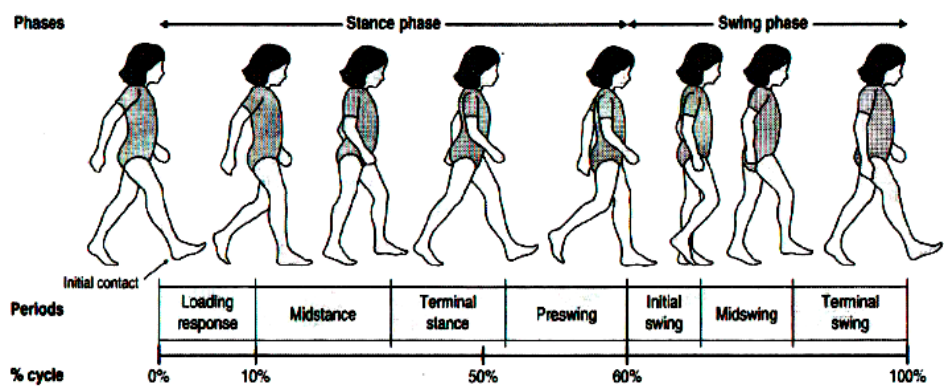
Příloha 5 Pohyb metatarzofalangeálního kloubu palce při chůzi (Wernick & Volpe, 1996)



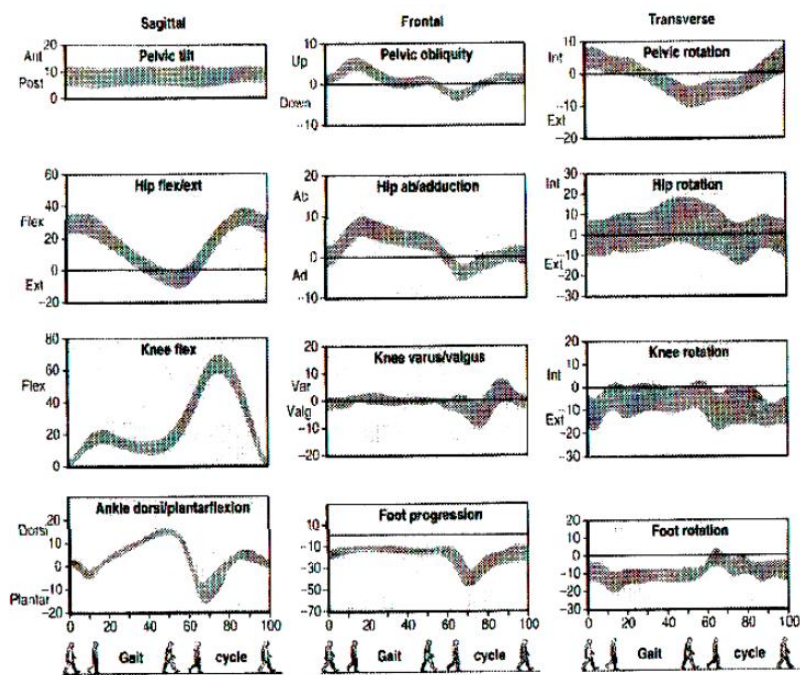
Příloha 6 Prostorové parametry chůze (Valmassy, 1996)



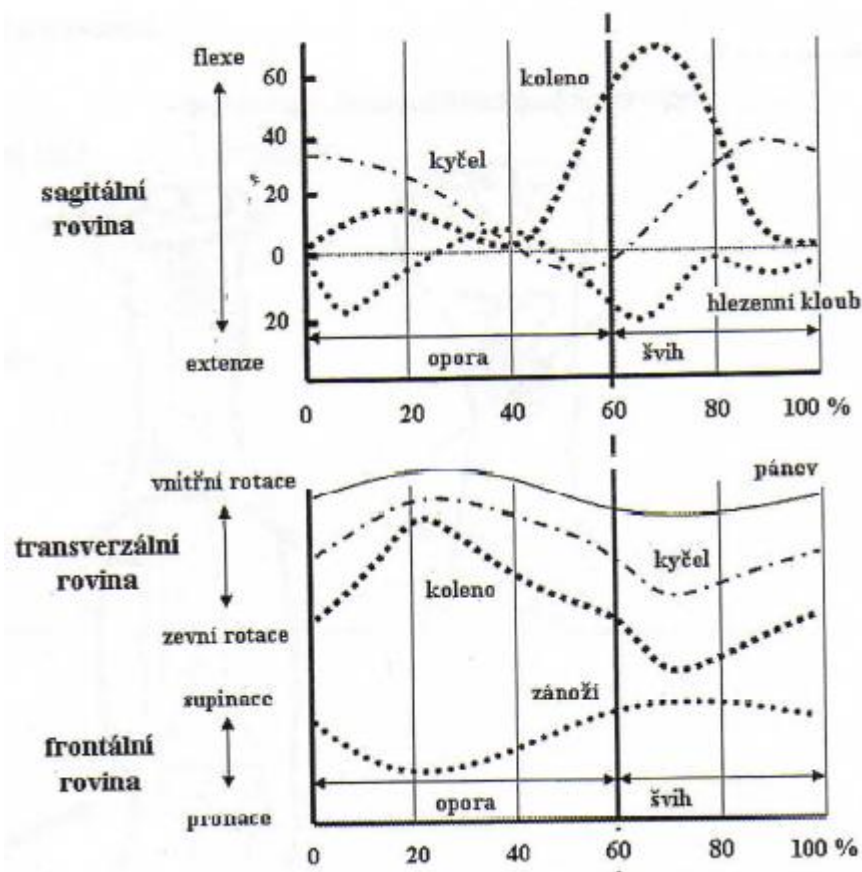
Příloha 7 Dělení krokového cyklu (Perry, 1992 in Kirtley, 2006)



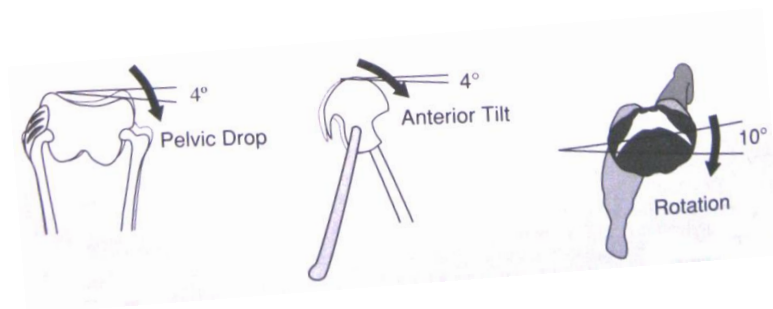
Příloha 8 Kinematika krokového cyklu (Kirtley, 2006)



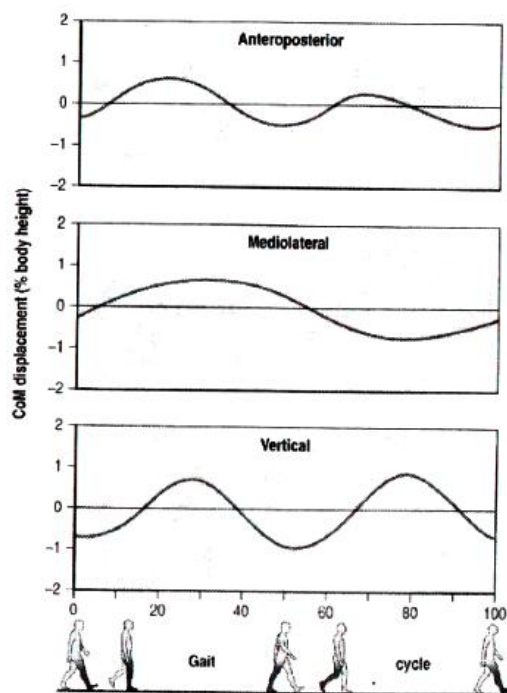
Příloha 9 Kinematika krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009)



Příloha 10 Kinematika pánve (Perry, 1992)



Příloha 11 Pohyb těžiště při chůzi (Kirtley, 2006)



Příloha 12 Dotazník o zdravotním stavu

Dotazník o zdravotním stavu

Veškerá osobní data o zdravotním stavu jsou důvěrná, budou využívána anonymně a slouží pouze pro potřeby výzkumné činnosti. Vaše účast na výzkumu je dobrovolná a můžete ji kdykoliv zrušit. Odpovězte prosím pravdivě na všechny otázky, popř. označte křížkem vaši odpověď.

Jméno a příjmení, titul:

Rodné číslo:

Telefon:

Email:

Studijní obor:

Univerzita/Fakulta:

Hmotnost: kg,

Výška: cm,

Velikost obuvi EU:

Sportujete? ano ne

Když ano tak kolikrát týdně?

Provozujete nějaký sport závodně? ano ne

Když ano

jakému sportu se věnujete?

kolikrát týdně?

1. Prodělal(-a) jste některá z těchto onemocnění

dětská mozková obrna

nejsem si vědom(-a), že bych prodělal(-a) nějaká z uvedených onemocnění

2. Vyskytly se u Vás problémy s páteří, byl(-a) jste někdy léčen(-a) na rehabilitaci, absolvoval(-a) jste v dětství léčebný tělocvik?

ANO – jaká (např. vadné držení těla, skolióza)

NE

3. Máte v současné době nějaké obtíže?

ANO (jaké)

NE

4. Jste v současnosti léčen(-a) nebo byl(-a) jste v minulosti léčen(-a) pro nějakou z těchto chorob?

Ortopedie (vadné držení páteře – skolióza, opakované blokády páteře, poruchy

hybnosti kloubů, chronické bolesti páteře nebo kloubů, M.Scheuerman).

- Infekční choroby** (TBC, syfilis, kapavka, virová hepatitida, salmonelóza, infekční mononukleóza a jiné).
- Onemocnění srdce a cév** (infarkt myokardu, záněty srdečního svalu včetně revmatické horečky, poruchy srdečního rytmu, srdeční nedostatečnost, vrozené nebo získané vady, ateroskleróza).
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny nevdzušnost plíce)
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či či angíny..)
- Onemocnění nervové** (epilepsie, migréna a jiné záchvatovité stavy, poruchy rovnováhy, poškození nervové tkáně, poruchy čítí a hybnosti).
- Duševní poruchy** (deprese, mánie, psychózy, závislost na alkoholu, toxikománie).
- Onemocnění trávicího systému** (vředová choroba žaludku či dvanáctníku, zánětlivé onemocnění střev, častěji se opakující zácpy či průjem, jiné)
- Onemocnění jater a žlučových cest** (ztukovatění jater- steatóza, žlučnickové koliky, žlučnickové kameny).
- Onemocnění slinivky** (chronické záněty a jiné)
- Onemocnění močových cest** (záněty, kameny v močových cestách a jiné)
- Onemocnění kožní** (ekzémy, zánětlivé nebo plísňové onemocnění kůže).
- Onemocnění oční** (zhoršený zrak, poruchy zrakového pole, šedý/zelený zákal, záněty, jiné)
- Endokrinologie** (onemocnění štítné žlázy, poruchy hladiny tuků, metabolické poruchy, dna a jiné)
- Vysoký krevní tlak**
- Cukrovka**
- Ženy: gynekologické onemocnění**
- Jiné choroby, které chcete lékaři sdělit**
- Nejsem si vědom(-a), že bych byl léčen pro výše uvedená onemocnění.**

5. Jste v péči některé ze specializovaných ambulancí?

Zaškrtněte: kardiologie neurologie kožní alergologie diabetologie revmatologie plicní infekční psychiatrie endokrinologie onkologie.

6. Byl(-a) jste někdy hospitalizován(-a), operován(-a), uveďte s jakým onemocněním:

7. Kouříte?

- ANO (kolik, kolik let)
- NE

8. Pijete alkohol?

- Nepiji
- Výjimečně
- Občas
- Často až pravidelně

9. Užíváte návykové drogy?

- ANO – jaké, jak často
- NE

10. Užíváte v současnosti nějaké léky?

- ANO – jaké
- NE

11. Trpíte na postižení Kostry a svalstva?:

záněty kloubů, zánět kostní dřeně, vadné držení těla, deformace páteře, bolesti v zádech, jiné:

- ANO – jaké
- NE

12. Prodělal jste zlomeniny kostí?:

- ANO – jaké
- NE

13. Jiné úrazy:

- ANO – jaké
- NE

14. Operace:

- ANO – jaké
- NE

15. Další skutečnosti, které byste rád(-a) sdělil(-a)

Příloha 13 Informovaný souhlas

Studie: Kinematická a dynamická analýza chůze u osob ve věku 20-30 let

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.

Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

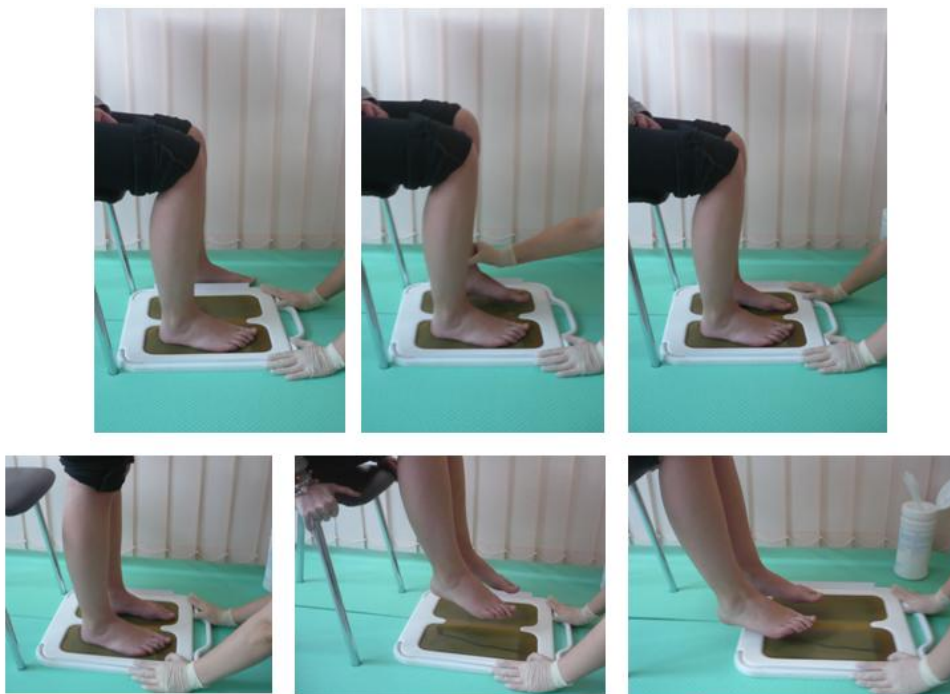
Podpis osoby pověřeného touto studií:

Příloha 14 Vyjádření etické komise

Příloha 15 Podograf, příprava před snímáním otisků



Příloha 16 Průběh snímání otisků



Příloha 17 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu u skupin 1, 2, 3 dle Chippaux-Šmiřáka

UP	1		2		3		Hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
AR	30,3	3,9	29,1	7,5	31,2	7,3	0,45	0,46	0,62
AR_T	22,9	5,0	24,8	10,9	47,2	22,9	0,24	0,03	0,01
KR	63,9	4,2	62,5	8,1	62,1	6,6	0,47	0,86	0,97
KR_F	16,3	5,9	18,9	7,8	20,0	8,9	0,57	0,95	0,38
KR_T	25,1	6,2	30,7	10,2	46,6	27,0	0,06	0,09	0,20
HR	42,0	3,2	40,3	8,9	41,6	9,7	0,83	0,73	0,95
HR_F	12,8	2,6	12,8	3,3	12,5	4,6	0,95	0,62	0,72
HR_T	21,1	5,4	18,9	8,2	17,2	11,8	0,22	0,42	0,78
PR_S	3,1	0,7	3,3	1,0	3,2	1,0	0,58	0,73	0,98
PR_F	9,5	1,9	9,9	2,9	10,4	2,5	0,79	0,30	0,58
PR_T	10,7	4,4	12,9	3,7	17,5	3,0	0,12	0,00	0,01

Legenda: P - průměr, SD - směrodatná odchylka, UP - úhlové parametry, AR - rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, AR_T - rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KR - rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, KR_F - rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, KR_T - rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, HR - rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, HR_F - rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, HR_T - rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, PR_S - rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PR_F - rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PR_T - rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.

Příloha 18 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu u skupin 1 a 2 dle Srdečného

UP	1		2		Hladina p
	P	SD	P	SD	1 x 2
AR	28,26	5,62	31,07	7,30	0,22
AR_T	23,20	6,84	30,27	17,24	0,03
KR	62,62	5,32	63,08	8,40	0,30
KR_F	17,40	7,06	19,20	7,82	0,50
KR_T	26,36	7,33	35,54	16,34	0,02
HR	40,42	3,98	41,42	10,27	0,06
HR_F	12,16	2,59	13,42	3,68	0,25
HR_T	19,33	5,87	19,34	9,63	0,90
PR_S	2,95	0,76	3,57	1,03	0,02
PR_F	9,58	1,85	10,09	3,17	0,56
PR_T	11,90	4,04	13,65	4,34	0,21

Legenda viz příloha 17

Příloha 19 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu u skupin 1, 2 a 3 dle Sztriter-Godunova

UP	1		2		3		Hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
AR	31,53	2,65	27,78	6,52	30,74	7,47	0,09	0,71	0,24
AR_T	21,89	6,12	23,93	8,93	31,33	17,54	0,24	0,04	0,10
KR	63,00	4,95	63,60	6,93	62,08	7,81	0,72	0,68	0,85
KR_F	17,66	7,00	18,37	7,73	18,48	7,62	0,95	0,90	0,92
KR_T	25,72	6,99	28,85	8,77	34,99	17,52	0,33	0,21	0,37
HR	42,68	3,31	39,58	5,44	41,51	10,41	0,12	0,68	0,04
HR_F	13,87	2,50	11,96	2,49	13,15	3,92	0,06	0,54	0,44
HR_T	21,34	7,02	19,40	5,44	18,49	10,09	0,17	0,23	0,52
PR_S	3,22	0,76	2,86	0,78	3,65	1,03	0,29	0,32	0,01
PR_F	10,70	1,43	9,30	1,81	10,01	3,40	0,09	0,54	0,63
PR_T	10,02	4,72	12,71	3,85	13,92	4,09	0,12	0,04	0,41

Legenda viz příloha 17